

TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES	8
LISTE DES FIGURES.....	12
LISTE DES TABLEAUX.....	14
INTRODUCTION	16
PARTIE 1 : ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES.....	20
1-Biologie de la cicatrisation osseuse secondaire.....	20
1-1. Description de la cicatrisation osseuse en conditions instables	20
1-2. Facteurs influencent la cicatrisation osseuse secondaire diaphysaire	27
1-2.1. Facteurs généraux.....	27
1-2.2. Facteurs locaux.....	27
1-2.2.1. Facteurs mécaniques	27
1-2.2.2. Irrigation sanguine et approvisionnement en oxygène.....	35
2-Techniques d'ostéosynthèse et implants actuellement utilisés.....	36
2-1. Description de l'ostéosynthèse biologique.....	36
2-2. Comparaison expérimentale et clinique de l'ostéosynthèse anatomique avec l'ostéosynthèse biologique	38
2-3. Différents implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique.....	38
3-Les plaques verrouillées	39
3-1. Généralités et classification des plaques verrouillées	39
3-2. Plaques verrouillés à angulation fixe ou monoaxiales.	39
3-3. Principes et biomécaniques de la fixation verrouillée par plaque LCP.....	43
3-4. Indications des plaques LCP.....	49
3-5. Recommandations d'utilisation des plaques LCP lors d'ostéosynthèse d'alignement diaphysaire	50
3-5.1. Nombre de vis et de corticales	51
3-5.2. Longueur de la plaque et remplissage des trous	52
3-5.3. Longueur de travail de la plaque.....	54
3-5.4. Espace entre la plaque et l'os sous-jacent.....	56
3-6. Inconvénients des plaques LCP	57
4-Notion de biomécanique osseuse.....	60
4-1. Définitions	60
4-2. Courbe expérimentale en flexion	61

4-3. Cas particulier de la flexion 4 points sur le modèle tibia ovin.....	62
4-3.1. Les différentes forces s'exerçant sur l'os.....	62
4-3.2. Tests en flexion 4 points	64
5-Problématique de l'étude	66
PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE	68
1-Matériels et méthodes.....	68
1-1. Matériels.....	68
1-1.1. Animaux et spécimens	68
1-1.2. Implants, machines d'essais biomécaniques et instruments de mesure	69
1-2. Méthodes	73
1-2.1. Mesures morphologiques	73
1-2.2. Protocole anesthésique et analgésique	73
1-2.3. Création du modèle de fracture et ostéosynthèse.....	73
1-2.4. Conditions postopératoires.....	75
1-2.5. Evaluation clinique	77
1-2.6. Evaluation radiographique	77
1-2.7. Evaluation du desserrage des vis	78
1-2.8. Etalonnage du micromètre laser.....	79
1-2.9. Essais biomécaniques non-destructifs ex vivo sur l'os appareillé, le cal osseux et l'os controlatéral en flexion 4 points	79
1-2.10. Analyse statistique	82
2-Résultats	83
2-1. Complications des ostéosynthèses	83
2-2. Caractéristiques morphologiques des tibias.....	83
2-3. Evaluation du desserrage des vis.....	85
2-4. Propriétés mécaniques des tibias en flexion 4 points.....	86
2-4.1. Evaluation qualitative des tibias en flexion 4 points	86
2-4.2. Evaluation quantitative à 6 semaines des os appareillés et des os controlatéraux en flexion 4 points	87
2-4.3. Evaluation quantitative à 12 semaines des os appareillés, des clas osseux et des os controlatéraux en flexion 4 points.....	88
2-4.4. Evolution des propriétés mécaniques des spécimens au cours du temps en flexion 4 points	94

3-Discussion	96
3-1. Eléments de matériels et méthodes	96
3-1.1. Conditions postopératoires et reprise d'appui sur le membre	96
3-1.2. Configuration des montages verrouillés.....	97
3-1.3. Etude de la méthodologie des essais biomécaniques	97
3-1.3.1. Essais biomécaniques sur les cals osseux.....	97
3-1.3.2. Conditions de conservation des spécimens	98
3-2. Interprétation des résultats.	98
3-2.1. Caractéristiques morphologiques des tibias	98
3-2.2. Evaluation du desserrage des vis.....	99
3-2.3. Propriétés mécaniques des spécimens à 6 et 12 semaines postopératoires...	100
3-2.4. Evolution des propriétés mécaniques des spécimens au cours du temps	103
3-3. Biais potentiels de l'étude.	104
3-3.1. Biais liés aux différences de morphologie des individus inclus.....	104
3-3.2. Biais liés à la préparation des spécimens pour les essais biomécaniques ...	104
3-3.3. Biais liés au positionnement des broches pour mesure interfragmentaire ..	105
3-4. Limites de l'étude	106
3-4.1. Modèle de fracture utilisé	106
3-4.2. Limites des moyens d'évaluation de la cicatrisation osseuse	107
3-4.2.1. Mesures directes et indirectes de la raideur du cal in vivo.....	107
3-4.2.2. Limite statistique liée aux effectifs utilisés.....	108
3.4.3. Limites de la contrainte choisie	108
CONCLUSION.....	110
BIBLIOGRAPHIE.....	114

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Séquence des différentes phases de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Johnson	20
Figure 2 : Séquence des évènements de différenciation tissulaire lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Isaksson	21
Figure 3 : Phase inflammatoire de la cicatrisation osseuse secondaire, d'après Ruedi	22
Figure 4 : Formation du cal mou et début d'ossification intra membraneuse lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Ruedi	23
Figure 5 : Formation du cal dur et différents mécanismes d'ossification lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Ruedi	25
Figure 6 : Phase de remodelage de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Ruedi	26
Figure 7 : Structure du cal, d'après McKibbin	27
Figure 8 : Illustration de plaque de compression à verrouillage (LCP®) (catalogue Synthes™).....	40
Figure 9 : Photographie de plaque de compression à verrouillage (LCP®) (catalogue Synthes™).....	40
Figure 10 : Photographies de têtes et corps de vis d'ostéosynthèse	41
Figure 11 : Distribution des forces lors d'ostéosynthèse d'alignement par plaque avec vis standard, d'après Johnson.....	43
Figure 12 : Transfert des charges depuis l'os vers l'implant, d'après Wagner	44
Figure 13 : Distribution des forces lors d'ostéosynthèse d'alignement par plaque avec vis verrouillé, d'après Johnson	45
Figure 14 : Mécanismes d'arrachement des vis, d'après Wagner.....	48
Figure 15 : Illustration de la longueur relative de la plaque et du taux de remplissage des trous pour une plaque d'alignement pontant une fracture comminutive, d'après Gautier.....	52
Figure 16 : Effet de la longueur de la plaque d'alignement sur le bras de levier et la force d'arrachement des vis, d'après Gautier	53
Figure 17 : Courbe représentant la variation de la force en fonction du déplacement.....	61
Figure 18 : Distribution des divers efforts appliqués sur le tibia de mouton en charge, d'après Gautier	63
Figure 19 : Illustration d'un test de flexion 3 points.....	64
Figure 20 : Photographie illustrant un banc de flexion 4 points.....	65
Figure 21 : Photographie de plaque LCP® large pour vis de 4,5 et 5 mm à 8 trous (Synthes®).....	69
Figure 22 : Photographie de vis standard Synthes™ de 4,5 mm de diamètre extérieur.....	69
Figure 23 : Photographie d'une vis à tête verrouillée Synthes™ de 5,0 mm de diamètre extérieur.....	69
Figures 24 : Dispositif de mise en charge comprenant le banc de flexion 4 points fixé sous la presse électromécanique MTS.....	70

Figure 25 : Tibia appareillé mis en place sur le banc de flexion 4 points.....	71
Figure 26 : Positionnement du micromètre laser sur son support spécifique.....	72
Figure 27 : Photographie peropératoire lors de l'ostéotomie tibiale à la scie oscillante, sous irrigation continue (plaque fixée par la vis 1 et basculée crânialement).....	74
Figure 28 : Photographie après écartement du site d'ostéotomie et plaque fixée sur le tibia.....	74
Figure 29 : Photographie du modèle de perte de substance, avec le marquage longitudinal sur la corticale caudale permettant de contrôler l'alignement rotationnel du tibia.....	75
Figure 30 : Photographie d'une brebis immobilisée dans un filet en phase postopératoire.....	75
Figure 31 : Photographie d'une brebis avec une résine renforcée, dans son box.....	76
Figure 32 : Photographie des box d'hébergement des brebis.....	76
Figure 33 : Photographie du positionnement des ovins pendant un examen radiographique.....	78
Figure 34 : Courbe distance (mm) en fonction de la tension (mV) d'étalonnage du micromètre laser.	79
Figure 35 : Photographie de la mise en place des broches de part et d'autre du site d'ostéotomie.....	80
Figure 36: Radiographies de face et de profil illustrant l'ostéomyélite survenue sur nu tibia appareillé à 6 semaines postopératoires.....	83
Figure 37: Histogramme comparant les scores de resserrage des vis pour les différents groupes, à 6 et 12 semaines postopératoires.....	85
Figure 38 : courbes de charge en fonction de la flèche lors d'essais en flexion 4 points sur un cal osseux.....	86
Figure 39 : courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral lors d'essais en flexion 4 points sur un cal osseux.....	87
Figure 40 : comparaison des os appareillés avec vis standard et des os avec vis verrouillées à 12 semaines pour la raideur en flexion (a) et la perte de raideur en flexion (b).....	90
Figure 41 : comparaison des os appareillés avec vis standard et ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour la déformation interfragmentaire longitudinale latérale en flexion.....	91
Figure 42 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour la raideur en flexion (a) et la perte de raideur en flexion (b).....	92
Figure 43 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et avec vis verrouillées à 12 semaines pour la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral en flexion (a) et la déformation interfragmentaire en flexion (b).....	92

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Caractéristiques des 3 zones du cal, adapté d'après Ruedi [20]	28
Tableau 2 : Tolérance à la déformation des différents tissus impliqués dans la cicatrisation osseuse, d'après Perren et al. [56, 57, 60].....	30
Tableau 3 : Grille d'évaluation semi quantitative du resserrage des vis.....	78
Tableau 4 : Caractéristiques morphologiques (moyenne \pm écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 6 semaines postopératoires.....	84
Tableau 5 : Caractéristiques morphologiques (moyenne \pm écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 12 semaines postopératoires.....	85
Tableau 6 : Raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne \pm écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 6 semaines.....	88
Tableau 7 : Pentas des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales ϵ_{lat} (moyenne \pm écart-type) des tibias appareillés à 6 semaines.....	88
Tableau 8 : Raideur K et perte de raideur Kr (moyenne \pm écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux et des cals osseux à 12 semaines.....	89
Tableau 9 : Pentas des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales ϵ_{lat} (moyenne \pm écart-type) des tibias appareillés et cals osseux à 12 semaines	90
Tableau 10 : Evolution des raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne \pm écart-type) en flexion 4 points des tibias appareillés et controlatéraux	95
Tableau 11 : Evolution des pentas des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformation interfragmentaire longitudinales latérales ϵ_{lat} (moyenne \pm écart-type) en flexion 4 points des tibias appareillés	95

INTRODUCTION

Les fractures diaphysaires comminutives sont très fréquentes en traumatologie vétérinaire canine et féline. Ainsi, le fémur est affecté dans 39 à 45% des cas de fractures des os longs et le tibia dans 15 à 26% [1–4]. 25 à 35% des fractures fémorales et 23% des fractures tibiales sont comminutives [2,5]. Elles sont souvent causées par des accidents de la voie publique [6].

Ces fractures sont difficiles à traiter. Il y a quelques années, chez le chien et le chat, le traitement chirurgical standard consistait en une reconstruction anatomique de la colonne osseuse, associée à une fixation interne rigide procurant une stabilité maximale au foyer fracturaire, afin d'obtenir une cicatrisation *per primam*. Toutefois, la reconstruction d'un cylindre osseux de manière parfaitement anatomique reste une tâche délicate, voire impossible, même pour un chirurgien expérimenté. Des pertes de substance peuvent persister : d'où le caractère instable des fractures, l'absence de transmission directe des efforts d'une extrémité d'un os long à l'autre et l'absence de partage des charges liées à l'appui entre l'os et l'implant. Une reconstruction anatomique imparfaite, associée à un temps opératoire prolongé et des dégâts tissulaires iatrogènes, était souvent à l'origine de l'échec de ce type de traitement et d'une prévalence élevée des complications majeures telles que retard ou absence de cicatrisation, refracture, infection, ou lâchage d'implants [7–9].

Les connaissances actuelles sur la cicatrisation des fractures comminutives indiquent que la revascularisation précoce du site fracturaire et des conditions mécaniques adaptées sont des facteurs plus importants que la fixation rigide des abouts fracturaires [8–10]. Aussi, depuis une vingtaine d'années, le concept d'ostéosynthèse dite "biologique", "d'alignement" ou "de pontage" a-t-il progressivement remplacé celui d'ostéosynthèse dite "rigide" ou "anatomique" pour le traitement de ces fractures [8,10,11]. La conception purement mécanique du traitement des fractures a ainsi cédé le pas à une conception plus biologique.

L'ostéosynthèse biologique consiste à aligner les abouts fracturaires principaux sans abord du site de fracture, permettant de cette façon un respect de la vascularisation de l'os et des tissus mous (hématome fracturaire, périoste, insertions musculaires, etc) [6].

La fixation est assurée par un montage d'ostéosynthèse pontant le foyer fracturaire en s'ancrant sur les fragments osseux principaux proximal et distal. Le but est la formation rapide d'un cal osseux permettant de soulager l'implant d'une partie des efforts qui lui sont appliqués [12]. Cette technique présente ainsi de nombreux avantages : un temps opératoire plus court et une cicatrisation plus rapide avec un taux de complications moindre [13–17].

L'application de l'ostéosynthèse biologique aux fractures comminutives implique que la continuité osseuse ne soit pas rétablie. Le montage d'ostéosynthèse supporte donc seul l'ensemble des forces liées à l'appui du membre. Le montage utilisé est donc fortement sollicité et ce de façon précoce, puisque la mise au repos complet de l'animal est irréalisable [13,14].

Les implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique doivent donc présenter des propriétés mécaniques compatibles, à la fois avec la cicatrisation osseuse et à la fois avec une fixation durable. Les différents choix possibles sont les fixateurs externes, les clous verrouillés, les plaques (à compression dynamique ou DCP®, à Compression Dynamique à Contact Limité ou LC-DCP® et de Compression à Verrouillage ou LCP®) utilisées en soutien et les montages combinés clou-plaque [6].

En traumatologie, les plaques LCP® ont été conçues pour réduire les complications associées à la fixation par des plaques standard, comme la perte de réduction et les pseudarthroses [18]. Les avantages des plaques LCP® incluent leur stabilité angulaire et axiale, l'absence de modelage précis de la plaque, la réduction des lésions périostées (absence de compression du périoste comme avec les plaques conventionnelles) et la diminution du lâchage des vis [18]. En outre, les trous combinés de ces plaques permettent d'utiliser indifféremment des vis à tête de verrouillage ou des vis corticales standard. Ainsi, l'utilisation clinique des plaques LCP® est très répandue et semble prometteuse, mais peu d'informations sont disponibles quant à l'intérêt des vis verrouillées dans la cicatrisation osseuse par rapport aux vis standard.

L'hypothèse centrale de notre démarche de recherche a été de supposer que les montages par plaque LCP® verrouillée présentaient un comportement biomécanique différent et qu'ils favorisaient la cicatrisation osseuse, par rapport aux montages par plaque LCP® équipée de vis standard.

Pour étudier le domaine de validité de cette hypothèse, une étude préalable a permis de développer une méthodologie d'essais biomécaniques sur des tibias cadavériques appareillés par

les 2 types de montages et présentant un modèle de perte de substance, se rapprochant des conditions d'absence de continuité osseuse présentes lors de fracture comminutive. Nous avons ensuite comparé la cicatrisation osseuse obtenue grâce aux 2 types de montages, en faisant appel à un modèle animal de perte de substance.

PARTIE 1 : ETAT DES CONNAISSANCES ACTUELLES

1. Biologie de la cicatrisation osseuse secondaire

1.1. Description de la cicatrisation osseuse en conditions instables

La cicatrisation par 2nde intention, secondaire ou indirecte se produit lors de relative instabilité du foyer fracturaire (présence de mouvements interfragmentaires) et lors de présence d'un espace fracturaire supérieur à 1 mm. Elle aboutit à une récupération de la résistance de l'os généralement plus rapide qu'avec la cicatrisation primaire [10,19–21].

Ce type de cicatrisation peut-être subdivisé en 4 étapes ou 3 phases qui se chevauchent dans le temps : phase inflammatoire, formation du cal mou puis formation du cal dur (phase de consolidation) et phase de remodelage [22] (Figure 1).

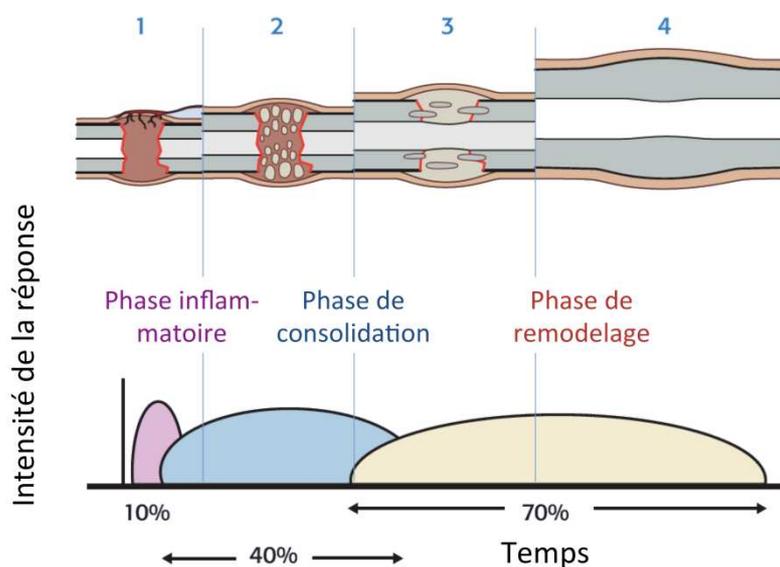


Figure 1 : séquence des différentes phases de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Johnson [23]

Elle implique une séquence d'évènements de différenciation tissulaire par laquelle la stabilisation des fragments osseux est obtenue, dans un 1^{er} temps, au moyen d'un cal externe qui caractérise ce type de cicatrisation [24].

La séquence d'évènements est la suivante :
(Figure 1 et Figure 2)

- formation d'un hématome,
- phase inflammatoire,
- formation du cal mou,
- formation du cal dur,
- remodelage

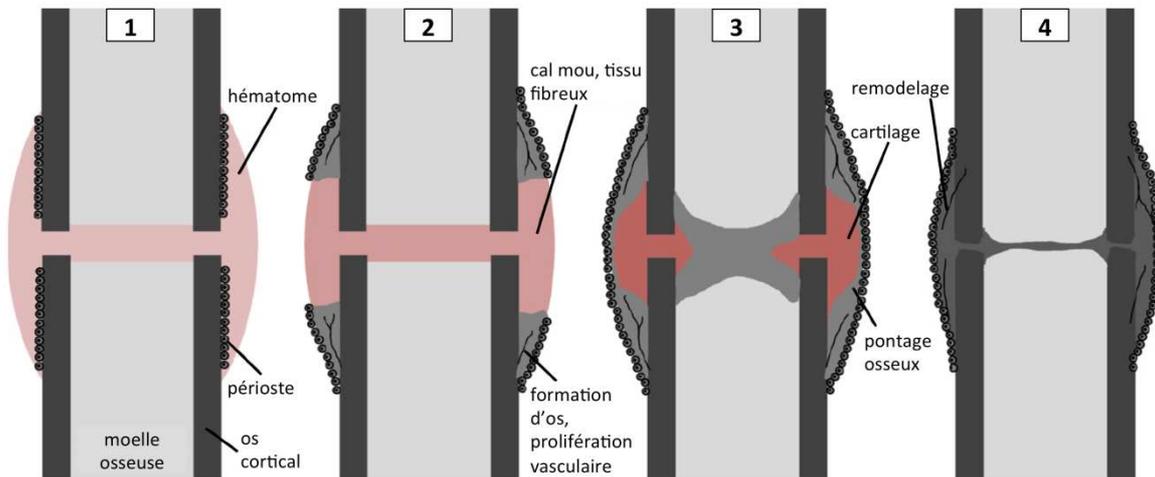


Figure 2 : séquence des évènements de différenciation tissulaire lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Isaksson [25]

- Formation d'un hématome :

La cicatrisation débute après la formation d'un hématome fracturaire, consécutive au traumatisme initial. L'extravasation sanguine provient des lésions des vaisseaux de la cavité médullaire, du périoste, mais aussi des tissus mous et muscles adjacents, voire des vaisseaux voisins [19]. L'hématome s'organise en un caillot sanguin, réseau de fibrine, réticuline et collagène.

- Phase inflammatoire (dès la 1^{ère} heure et jusqu'à 3 semaines après traumatisme) :

Suite au traumatisme, les abouts fracturaires subissent une ischémie et présentent une zone dévascularisée, qui nécrose.

Le réseau de fibrine de l'hématome constitue un support pour l'afflux de diverses cellules migrantes, attirées par les facteurs chimiotactiques libérés par les cellules de l'os nécrotique et de l'hématome et par l'exsudation plasmatique de médiateurs de l'inflammation, conduisant à une réponse inflammatoire typique. L'inflammation aiguë se développe en regard du foyer fracturaire, de la cavité médullaire et des tissus mous environnants.

Elle est caractérisée par une vasodilatation, une hyperémie, une augmentation de la perméabilité vasculaire et une migration et prolifération de cellules inflammatoires (polynucléaires neutrophiles, macrophages) dans l'ensemble de l'os affecté, puis uniquement dans la zone fracturaire. Elle s'accompagne également d'une douleur et d'une tuméfaction de la zone fracturaire.

Les cellules inflammatoires et les plaquettes libèrent de nombreuses cytokines, activant la migration, la prolifération et la différenciation de cellules souches, conduisant à la réparation. L'inflammation persiste jusqu'à l'apparition de cartilage ou d'os.

Un envahissement vasculaire du foyer fracturaire par angiogenèse s'effectue depuis le périoste et les tissus mous environnants.

Parallèlement, l'os nécrotique des bouts fracturaires commence à subir une résorption par les ostéoclastes et les tissus dévitalisés sont soumis à phagocytose par les macrophages et polynucléaires apportés par la néovascularisation (Figure 3).

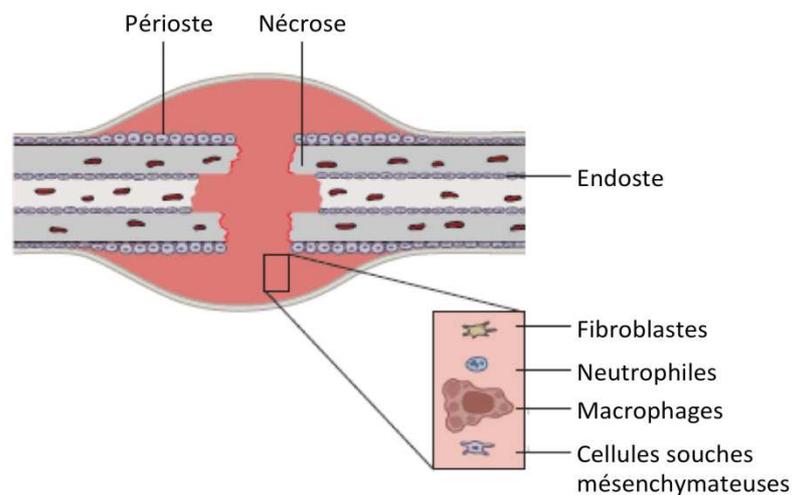


Figure 3 : phase inflammatoire de la cicatrisation osseuse secondaire, d'après Ruedi [20]

- Phase de consolidation : Formation du cal mou :

Consolidation conjonctive (de la 1^{ère} à la 48^e heure après le traumatisme) :

L'hématome est colonisé par une migration et prolifération de cellules mésenchymateuses indifférenciées, provenant de la couche ostéogène (ou cambium) du périoste et de l'endoste, de la moelle osseuse et du sang. Ces cellules se différencient en fibroblastes, qui forment un tissu de granulation remplaçant progressivement l'hématome[25].

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, aboutissant à sa maturation en tissu conjonctif englobant les bouts fracturaires [26] . Cela constitue la 1^{ère} phase de stabilisation du foyer fracturaire.

Par la suite, le tissu conjonctif évolue en fonction des conditions de stabilité locale.

Consolidation cartilagineuse (entre 48h et 3 semaines après le traumatisme) :

Lors d'instabilité relative du foyer fracturaire, on observe une différenciation des cellules mésenchymateuses en chondroblastes (moins exigeants que les ostéoblastes sur le plan biologique). Ces cellules synthétisent une matrice cartilagineuse, dont l'apparition s'effectue généralement depuis les extrémités osseuses avant de s'étendre vers le centre du foyer fracturaire.

Le cal conjonctif se transforme ainsi en cal fibro-cartilagineux (ou cal mou), améliorant la stabilité du foyer fracturaire. Une interruption temporaire de la circulation sanguine médullaire à travers la fracture survient par la présence de la couche fibrocartilagineuse dans le canal médullaire. La quantité de cartilage formé dépend de l'importance des sollicitations mécaniques du cal conjonctif [27].

Une prolifération vasculaire s'effectue au sein du cal (Figure 4).

Vers la fin de la consolidation cartilagineuse, les conditions locales de stabilité sont suffisantes pour éviter un raccourcissement de l'espace fracturaire, bien qu'une angulation des fragments osseux puisse encore survenir.

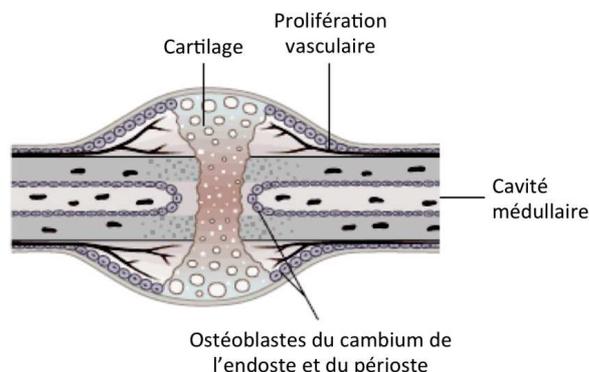


Figure 4 : formation du cal mou et début d'ossification intramembraneuse lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Ruedi [20]

- Phase de consolidation : Formation du cal dur :

Cette phase de la consolidation osseuse se déroule de 3 semaines à 3-4 mois après le traumatisme.

Dès les 1^{ers} jours après la fracture, et en parallèle de la consolidation cartilagineuse, les cellules souches du cambium du périoste et de l'endoste se différencient en ostéoblastes. Ceux-ci synthétisent alors la matrice osseuse selon une ossification intramembraneuse de l'endoste et du périoste, débutant à distance de l'écart interfragmentaire et se poursuivant en direction de celui-ci [28] (Figure 5). Ce processus est très précoce et rapide dans le cas du périoste et plus tardif et lent dans le cas de l'endoste. Un manchon d'os immature finit ainsi par recouvrir le périoste et remplir le canal médullaire, constituant le support du cal externe (ou périosté) et du cal interne (ou médullaire), dont l'association forme le cal de pontage (Figure 4).

Le cal externe est vascularisé par des vaisseaux extra-osseux et le cal interne par des vaisseaux dérivés des artérioles médullaires.

Plus tardivement, quand les bouts fracturaires se trouvent liés ensemble par le cal mou et la cal de pontage, le gain de stabilité autorise la poursuite de la formation du cal dur par ossification endochondrale, qui continue jusqu'à l'union complète des bouts par de l'os néoformé.

Pendant que l'ossification intramembraneuse se poursuit, les tissus au sein du foyer fracturaire (cal périosté et cal cortical) subissent une ossification endochondrale. Les chondrocytes constituant le tissu cartilagineux s'hypertrophient, se calcifient et meurent. Les ostéoblastes synthétisent l'os immature en le déposant sur la matrice collagénique laissée par les chondrocytes, convertissant de cette façon le cal mou en un cal dur, tissu calcifié et rigide. L'ossification endochondrale débute en périphérie du site fracturaire, où les déformations sont les plus faibles. La néoformation osseuse diminue les déformations dans la zone centrale du foyer, qui se transforme alors à son tour en os immature. La formation du cal dur s'effectue donc depuis la périphérie vers le centre de la fracture, jusqu'à réunification des bords proximal et distal du cal, c'est-à-dire jusqu'au pontage des fragments par ce cal osseux (Figure 5).

Au final, la formation d'os immature (constituant le cal dur) lors de cicatrisation secondaire est ainsi obtenue par l'association d'une ossification endochondrale et d'une ossification intramembraneuse (Figure 5).

La phase de consolidation permet donc une stabilisation du foyer fracturaire par augmentation de sa raideur, résultant à la fois d'une augmentation du diamètre de l'os (amélioration des propriétés structurelles par le cal externe) mais aussi des différenciations tissulaires successives (amélioration des propriétés matérielles par minéralisation progressive du cal) [28].

Au fur et à mesure de ce processus, les mouvements interfragmentaires diminuent, jusqu'au pontage des fragments osseux, qui réduit les mouvements interfragmentaires à un niveau si faible que la formation d'os lamellaire peut se produire dans le foyer fracturaire.

Bien que la structure de l'os diffère encore de sa structure originelle, à l'issue de la phase de consolidation, l'os a retrouvé une résistance et une raideur suffisantes pour autoriser une reprise d'activité.

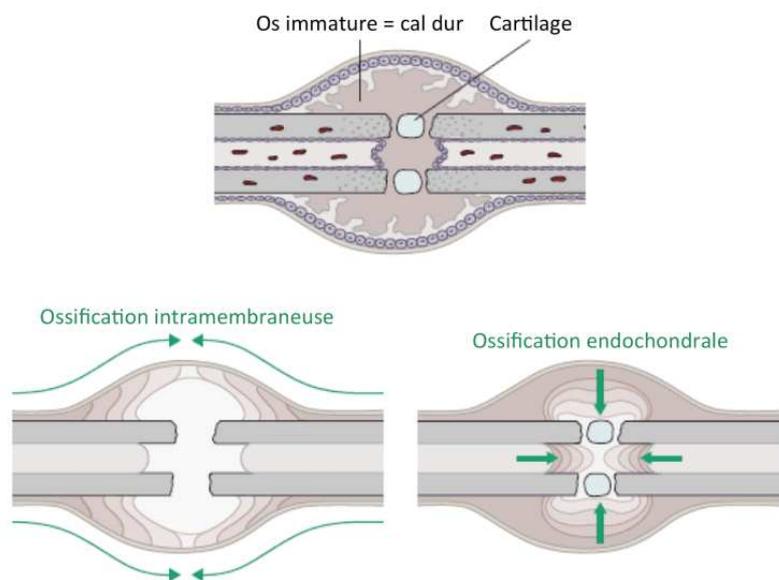


Figure 5 : formation du cal dur et différents mécanismes d'ossification lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Ruedi [20]

- Phase de remodelage (à partir de la 3^{ème} semaine) :

La phase de remodelage débute après le pontage du foyer fracturaire par l'os immature. L'os immature est progressivement et lentement remplacé par de l'os lamellaire, mécaniquement compétent. Cette longue transformation (70% du temps total de cicatrisation) s'effectue par un double processus de résorption-reconstruction, effectué par les ostéoclastes et ostéoblastes et similaire au renouvellement physiologique du tissu osseux. Il fait appel à une érosion de surface et un remodelage ostéonal. Un dépôt d'os est observé dans les zones de contraintes élevées et une résorption dans les zones de contraintes plus faibles. Ce phénomène a été défini, empiriquement, par la loi de Wolff, au 19^e siècle [29–32]

Le cal externe devient fusiforme et disparaît progressivement. Le remodelage du cal interne rétablit la continuité du canal médullaire. Le remodelage aboutit donc, au bout d'une période s'étendant de plusieurs mois jusqu'à 6 voire 9 ans après le traumatisme initial, à la restauration de la forme et du diamètre de l'os et du canal médullaire (Figure 6). Son intensité et sa durée sont fortement liées aux contraintes appliquées sur le foyer fracturaire.

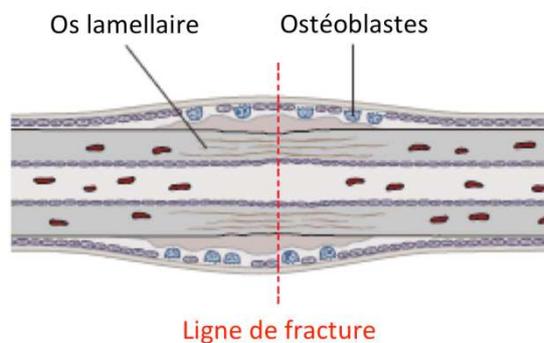


Figure 6 : phase de remodelage de cicatrisation osseuse secondaire, d'après Ruedi [20]

1.2. Facteurs influençant la cicatrisation osseuse secondaire diaphysaire

1.2.1. Facteurs généraux

Il existe différents facteurs généraux susceptibles d'influencer la cicatrisation osseuse [19,33–35]:

- Age du sujet,
- Facteurs nutritionnels (carences, obésité, masses musculaires...),
- Facteurs hormonaux (diabète, anémie...),
- Facteurs toxicologiques (alcoolisme, tabagisme chez l'homme...) et pharmacologiques (traitements médicamenteux tels que corticoïdes, anti-inflammatoires...),
- Affection osseuse acquise ou héréditaire (ostéoporose...),

Ils ne seront pas détaillés, dépassant largement le cadre de notre étude.

1.2.2. Facteurs locaux

1.2.2.1. Facteurs mécaniques

Le cal est composé de 3 zones distinctes : cal périosté, cal cortical et cal médullaire (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).

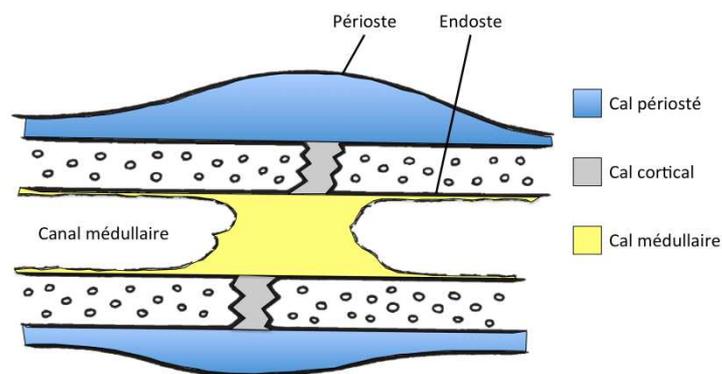


Figure 7 : Structure du cal, d'après Piermattei [6]

Les caractéristiques de ces 3 zones du cal ont été étudiées chez l'homme par McKibbin, en 1978 (Tableau 1) [22]. Le cal périosté présente un volume important et une croissance rapide. Il constitue une forme précoce et efficace de stabilisation du foyer fracturaire.

Sa formation est particulièrement dépendante des conditions mécaniques locales et est sensible à la présence d'une vascularisation extra-osseuse.

Le cal endosté est celui qui se forme le plus tardivement et indépendamment des facteurs mécaniques.

Le cal cortical est le plus sensible à l'intensité des déformations locales, qui doivent être minimales.

	Mécanisme d'ossification	Vitesse	Capacité à ponter l'espace fracturaire	Tolérance aux mouvements interfragmentaires	Tolérance à la fixation rigide	Contribution des tissus mous
Cal périosté	Intramembraneuse & endochondrale	+++	+++	+++	-	++++
Cal cortical	Endochondrale	+	-	-	++++	-
Cal Médullaire	Intramembraneuse	++	++++ (lente)	++	+++	-

Tableau 1 : Caractéristiques des 3 zones du cal, adapté d'après Ruedi [20]

Comme McKibbin l'avait remarqué, la participation de ces 3 zones du cal dans le processus de cicatrisation d'une fracture est sous la dépendance de nombreux facteurs locaux, dont les facteurs mécaniques.

En réalité, il y a longtemps que l'immobilisation inappropriée d'une fracture a été identifiée comme l'une des premières causes de retard de cicatrisation [36].

En présence d'une vascularisation adéquate, les stimuli mécaniques sont capables d'induire, de retarder ou d'empêcher la cicatrisation fracturaire et conditionnent également le mode de cicatrisation [9,37-49]. Ils influencent particulièrement la phase de consolidation [25], à l'exception de la formation du cal médullaire.

Les principaux facteurs mécaniques de la cicatrisation osseuse, identifiés à ce jour, peuvent être divisés de la façon suivante [40,50] :

- paramètres mécaniques : pression hydrostatique, mouvements et déformations interfragmentaires, déterminés par la charge externe appliquée sur la fracture et par la stabilité de la fixation. Rentrent en compte notamment l'amplitude, la direction et la répétition des déformations interfragmentaires.

- paramètres géométriques : type de fracture, présence et taille d'un écart interfragmentaire, qui possèdent une influence sur les paramètres mécaniques

Ces facteurs déterminent le champ local de déformations du cal, dont la distribution serait à l'origine de signaux mécanobiologiques de régulation de la cicatrisation, influençant la prolifération et la différenciation des cellules pluripotentes en différents tissus impliqués dans la cicatrisation [25,41,51]. Il semblerait que la cicatrisation osseuse soit particulièrement sensible aux conditions mécaniques initiales [52–55].

Ces observations ont été effectuées au cours des 3 dernières décennies, suite à l'établissement de la "théorie des déformations interfragmentaires" par Perren, reposant sur l'hypothèse que la cicatrisation ne peut survenir que lorsque les déformations interfragmentaires sont inférieures aux déformations conduisant à la destruction du tissu osseux [56,57]. Cette théorie a prolongé les travaux de Pauwels, 1er auteur à avoir proposé le lien entre forces mécaniques, déformations des tissus et différenciation de ceux-ci, dans les années 1940 [58]. Depuis, la "théorie des déformations interfragmentaires" a à la fois été partiellement remise en cause et approfondie par de nombreuses expérimentations [40]. Elle a contribué à la naissance d'une science nouvelle, la mécanobiologie, étudiant les rapports entre paramètres mécaniques et fonctions cellulaires, visant à déterminer les facteurs mécaniques conduisant à une stimulation de la cicatrisation osseuse.

L'effet des différents facteurs mécaniques est synthétisé ci dessous.

• **Amplitude et précocité des mouvements et déformations interfragmentaires :**

La déformation interfragmentaire perpendiculaire au trait de fracture se calcule en divisant le mouvement interfragmentaire par la longueur initiale de l'écart interfragmentaire (1).

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (1)$$

Avec : Δ : déformation interfragmentaire

ΔL : mouvement interfragmentaire (m)

L : longueur initiale de l'écart interfragmentaire (m)

Chaque tissu cicatriciel, parmi ceux qui se succèdent chronologiquement lors de cicatrisation, possède sa propre tolérance à la déformation. Au fur et à mesure de la cicatrisation, l'augmentation de raideur du cal entraîne la diminution de l'intensité des déformations interfragmentaires, ce qui offre les conditions mécaniques de formation de ces tissus, de plus en plus sensibles aux déformations (Tableau 2) [39,59] .

Si l'amplitude des mouvements interfragmentaires est trop élevée, la déformation du foyer fracturaire dépasse la déformation à la rupture du tissu cicatriciel, dont la continuité présente alors une rupture répétée. Il en résulte un retard ou une absence de cicatrisation [7].

Ainsi, par exemple, la valeur maximale de déformation tolérée par l'os lamellaire est de 2%. Cette valeur constitue la limite au delà de laquelle la cicatrisation primaire ne peut s'effectuer.

Au début de la phase de consolidation, alors que les déformations interfragmentaires sont encore élevées, la formation de tissu de granulation s'explique par sa capacité à supporter une déformation de 100%. Les autres tissus cicatriciels ne pourraient se former sous de telles conditions mécaniques.

	Déformation à la rupture	Remarque
Tissu de granulation	100%	
Tissu conjonctif	5-17%	
Fibrocartilage	10-12,8%	
Os réticulaire (immature)	10%	10-30% : résorption
Os spongieux	2%	
Os lamellaire (compact ou cortical)	2%	

Tableau 2 : Tolérance à la déformation des différents tissus impliqués dans la cicatrisation osseuse, d'après Perren et al.[56,57,60]

Les connaissances les plus récentes sur la cicatrisation diaphysaire indiquent que la formation osseuse par ossification intramembraneuse s'effectue pour des déformations interfragmentaires inférieures à 5% et par ossification endochondrale pour des valeurs inférieures à 15% [38,39]. Pour des valeurs supérieures à 15%, du tissu conjonctif et du fibrocartilage sont à prévoir [38,39].

Or, les nombreuses études sur l'effet des déformations interfragmentaires montrent qu'une gamme de valeurs de déformations interfragmentaires initiales de 10 à 45% conduit à une cicatrisation plus rapide que pour des valeurs inférieures. Ainsi, des mouvements interfragmentaires de 0,2 à 1,35 mm dans des écarts interfragmentaires de 0,5 à 3 mm, correspondant à des déformations de 13 à 45% stimulent la formation de cal. Au contraire, des déformations de 7 à 9% conduisent à une cicatrisation plus lente [22,27,37–39,43–49,61], tout comme des valeurs de déformation de 67% [49].

Les stades précoces de la cicatrisation osseuse semblent particulièrement sensibles aux conditions mécaniques initiales et les déformations interfragmentaires initiales détermineraient l'évolution future de la cicatrisation [52–55].

L'étude récente de Comiskey a analysé les résultats de 7 études précédentes portant sur l'évaluation de la cicatrisation osseuse sous l'influence de mouvements interfragmentaires axiaux connus et contrôlés, sur des modèles de pertes de substance tibiales ovines [62]. Ces 7 études présentaient des similitudes entre elles, répondant aux critères d'inclusion très strictes nécessaires à une comparaison fiable [27,37,39,43,46,47]. Les résultats ont été convertis en augmentation relative de raideur axiale, au cours des 8 semaines postopératoires et un modèle mathématique présentant une bonne corrélation avec les données expérimentales a été élaboré. L'interprétation des courbes d'augmentation relative de la raideur axiale en fonction du temps, élaborées grâce au modèle mathématique, montre que, pour les déformations interfragmentaires initiales les plus faibles (7%), l'augmentation de raideur suit une progression linéaire. Pour les déformations interfragmentaires initiales supérieures à 7%, l'augmentation de raideur suit une progression exponentielle et d'autant plus rapide que la déformation initiale est élevée, avec une vitesse d'évolution maximale pour une déformation initiale de 45%. Finalement, cette étude montre l'importance des déformations interfragmentaires initiales et elle est la 1ère à démontrer la corrélation positive entre vitesse de cicatrisation et déformations interfragmentaires initiales.

Au contraire, la présence de déformations interfragmentaires d'intensité élevée, après 6 semaines de cicatrisation, inhibe le pontage par le cal et son augmentation de raideur [52–55].

• **Direction des mouvements et déformations interfragmentaires :**

La direction des mouvements interfragmentaires influence également la cicatrisation. Une charge axiale en compression de 360 N, correspondant à une déformation interfragmentaire de 33%, appliquée de façon cyclique à 0,5 Hz, pendant 17 mn par jour, permet la formation d'un cal plus raide qu'une fixation rigide d'une perte de substance tibiale ovine de 3 mm [37].

Claes a montré qu'une déformation axiale de 31% a été plus favorable à la cicatrisation qu'une déformation de 7% pour des écarts interfragmentaires de 1 ou 2 mm sur tibias ovins, mais moins favorable, pour un écart interfragmentaire de 6 mm [38].

Wolf a montré qu'une stimulation quotidienne par compression axiale, de 1200 cycles à 1 Hz de tibias ovins présentant une perte de substance de 3 mm, a permis une augmentation significative de la quantité de cal obtenue, par rapport à une déformation interfragmentaire nulle, et proportionnellement à l'intensité des déformations.

D'autres études sur des rats ont montré l'effet bénéfique d'une charge axiale liée à l'appui et/ou induite par fixation externe [42,63]. Les mêmes effets ont également été observés chez l'homme chez l'homme [49,64,65] et chez le chien [66,67].

En revanche, un appui précoce à pleine charge sur des tibias ovins ayant subi une ostéotomie semble conduire à un cal plus abondant mais moins raide qu'un appui retardé [68].

Néanmoins, en situation clinique et expérimentale, les mouvements interfragmentaires ne sont pas uniquement axiaux, mais également en cisaillement et en torsion [69–75]. Les mouvements interfragmentaires angulaires seraient d'amplitude supérieure aux mouvements axiaux [76], et l'instabilité en torsion, qui semble délétère pour la cicatrisation, peut être utilisée comme modèle expérimental de pseudarthrose [77].

Une instabilité axiale contrôlée en distraction aurait un effet bénéfique sur la cicatrisation [78].

Mais les charges axiales en compression paraissent plus favorables que les charges axiales en traction ou en cisaillement [25,28,79,80], bien que l'effet du cisaillement soit controversé [54,81]. Ces observations seront peut-être remises en cause dans les années à venir, car les déformations interfragmentaires axiales ont été jusqu'à présent nettement plus étudiées que celles en cisaillement ou torsion.

- **Raideur de la fixation :**

Historiquement, une fixation très rigide était employée en traumatologie et une ostéopénie sous la plaque était alors fréquemment observée. L'origine de cette ostéopénie a été, à l'époque, attribuée à l'effet de protection de l'os par la plaque vis-à-vis des contraintes liées aux charges exercées sur le membre (phénomène de "protection des contraintes" ou "déviation des contraintes") [82]. Aussi, un certain nombre d'études ont tenté d'objectiver cette hypothèse, en mesurant l'ostéopénie du cis-cortex observée lors d'utilisation de plaques de différentes raideurs [82–86]. Bien que l'origine purement mécanique de l'ostéopénie ait été, depuis, nuancée par la prise en compte du rôle de la vascularisation périostée, ces études ont néanmoins permis de mettre en évidence l'intérêt d'une fixation moins rigide dans l'apparition plus rapide et plus abondante du cal osseux.

En effet, la stabilité de la fixation au niveau du foyer fracturaire, la géométrie et la raideur de l'implant influencent directement l'amplitude et la direction des mouvements interfragmentaires [81,87–89].

Cette donnée, en conjonction avec la connaissance des valeurs de déformations compatibles avec une cicatrisation optimale [62], explique pourquoi une fixation trop raide, qui minimise les mouvements interfragmentaires, limite la stimulation de la formation de cal, alors qu'une fixation flexible favorise la formation de cal et qu'une fixation instable conduit à une pseudarthrose [22,27,37,39,43,46,47,49,61,62,67,81,85,90].

D'autre part, la raideur de la plaque réduit considérablement les mouvements interfragmentaires au niveau de la corticale située sous la plaque, à des valeurs de l'ordre de 0,07 à 0,2 mm. Cela induit, pour des écarts interfragmentaires de 3 mm ou moins, des déformations très faibles [91] et explique la déficience de formation osseuse au niveau du ciscortex et l'asymétrie de la cicatrisation qui a été observée dans plusieurs études [92,93].

- **Longueur initiale de l'écart interfragmentaire :**

Néanmoins, l'effet bénéfique d'une fixation flexible serait valable uniquement pour des écarts interfragmentaires limités car l'influence des mouvements interfragmentaires dépendrait de la taille de l'écart interfragmentaire.

Pour un écart faible (2,1 mm), des déformations élevées (31%) conduisent à une surface de cal périosté élevée, alors que pour un écart élevé (6 mm ou plus), des déformations équivalentes inhibent la stimulation de la formation de cal et retardent la cicatrisation [27,37,43–45,94]. Il semblerait ainsi que la tolérance aux déformations des fractures avec un écart élevé soit inférieure à celle des fractures avec un écart moindre. Cela pourrait être causé par des capacités plus limitées de comblement du foyer fracturaire par de l'os néoformé [22]. Les fractures avec un écart interfragmentaire élevé nécessitent donc une fixation plus rigide, qui diminuera les déformations interfragmentaires, sinon un retard de cicatrisation risque de survenir [27,37,38,43–45].

Ces observations ont contribué à la remise en cause partielle de la "théorie des déformations interfragmentaires" [40], selon laquelle, pour des mouvements interfragmentaires (ΔL) donnés, l'augmentation de l'écart interfragmentaire initial L devrait diminuer la déformation ε et ainsi augmenter la probabilité de cicatrisation.

- **Type de fracture :**

En revanche, la présence de mouvements élevés entre les fragments osseux principaux est mieux tolérée lors de fractures comminutives que lors de fractures simples, car les mouvements interfragmentaires globaux sont partagés par plusieurs écarts interfragmentaires entre chacun des différents fragments, ce qui réduit les déformations interfragmentaires dans chacun des écarts interfragmentaires [7,95].

Les fractures comminutives ou déplacées présentent néanmoins un risque élevé de retard de consolidation ou de pseudarthrose, à cause d'une dévascularisation et d'une nécrose des fragments, qui constituent une barrière physique au développement du cal endosté et de difficultés de stabilisation de ce type de fracture [96,97].

L'angulation et le déplacement des fragments lors de fractures comminutives ou en "aile de papillon" peuvent également conduire à un retard de cicatrisation [98].

Enfin, lors de fixation rigide, les fractures transverses présentent une cicatrisation *per primam* plus rapide que les fractures obliques, ce qui pourrait être lié à la présence de mouvement de cisaillement dans le 2ème cas [99,100].

• **Autres facteurs mécaniques :**

D'autres facteurs mécaniques, dépassant le cadre de notre étude, peuvent également influencer la cicatrisation osseuse, comme la pression hydrostatique, le caractère statique ou dynamique des sollicitations, le nombre de cycles appliqués, la vitesse des déformations, etc [25,28,39–41].

On comprend alors toute l'importance des propriétés mécaniques des implants utilisés pour l'ostéosynthèse, dont la raideur influence les mouvements interfragmentaires existant lors de l'application d'une charge externe [81,87–89]. Mais les facteurs mécaniques ne sont pas les seuls facteurs de variation de la consolidation osseuse.

1.2.2.2. Irrigation sanguine et approvisionnement en oxygène

L'importance de la vascularisation osseuse dans la survenue d'une pseudarthrose a été identifiée il y a plus de 50 ans.

L'irrigation sanguine est nécessaire à la nutrition de la zone en cours de consolidation et l'angiogenèse apparaît actuellement comme un facteur-clé de la cicatrisation.

La fracture interrompt la circulation sanguine par lésion de la vascularisation endostée et périostée proche de la fracture, conduisant à une hypoxie et une nécrose aiguë de l'os et de la moelle osseuse adjacents. La néovascularisation et la stimulation de la circulation adjacente sont des composants essentiels et précoces d'une cicatrisation réussie [101]. La vascularisation endostée et médullaire est rétablie avant la vascularisation périostée et l'irrigation sanguine présente une corrélation positive avec la néoformation osseuse [48].

L'insuffisance d'irrigation sanguine, comme lors de lésion vasculaire majeure par fracture comminutive à haute énergie, peut conduire à un retard de consolidation ou à une pseudarthrose atrophique [102–104]. Ainsi, chez l'homme, une lésion d'au moins une veine majeure du membre inférieur multiplie le risque de pseudarthrose par 3 [104]. La localisation de la fracture joue un rôle important en terme d'irrigation sanguine, puisque des lésions distales aux foramens nourriciers sont associées à un risque plus élevé de détérioration de l'irrigation et de pseudarthrose atrophique [34].

Comme l'avait remarqué McKibbin, sans pouvoir l'expliquer [22], la couverture du foyer fracturaire par les tissus mous est cruciale pour la restauration de l'irrigation sanguine, l'arrivée de cellules ostéogéniques et l'approvisionnement des cellules en oxygène et nutriments [105].

L'irrigation provenant des tissus mous environnants est particulièrement importante dans la formation du tissu de granulation et du cal externe. La vascularisation périostée semble jouer un rôle décisif. Ainsi, une étude utilisant un modèle de fracture contondante, chez le lapin, a montré un retard de cicatrisation, qui a été attribué à des lésions périostées [106].

La vascularisation de la fracture peut être dramatiquement compromise par l'intervention chirurgicale nécessaire à l'ostéosynthèse. L'utilisation d'implants intramédullaires impacte la vascularisation endostée [107] et la qualité de l'abord chirurgical peut fortement perturber la vascularisation périostée [34]. L'abord chirurgical est un facteur pouvant conduire à une pseudarthrose et à une infection, notamment par l'évacuation de l'hématome fracturaire, contenant des éléments moléculaires et cellulaires indispensables à la cicatrisation [35]. En outre, les lésions vasculaires iatrogènes des muscles, du périoste et de l'os conduisent à la formation d'un tissu fibreux, biologiquement inactif, qui empêche l'arrivée de vaisseaux néoformés et d'ostéoblastes dans le foyer fracturaire [108].

Néanmoins, même une vascularisation adéquate du foyer fracturaire peut conduire à une pseudarthrose hypertrophique, en l'absence de stabilité mécanique suffisante [102]. Il est maintenant admis que l'instabilité du foyer fracturaire empêche la vascularisation de la zone de minéralisation du cal et conduit à la formation de fibrocartilage dans l'espace fracturaire [102]. En revanche, lors de fixation stable, un appui augmenté sur le membre fracturé conduit à une irrigation sanguine significativement augmentée [66]. Le dépôt de fibrocartilage résulte partiellement d'une irrigation sanguine insuffisante (environnement pauvre en oxygène), alors que la formation d'os indique une vascularisation adéquate (environnement riche en oxygène), lors de conditions stables [38,51,105].

2. Techniques d'ostéosynthèse et implants actuellement utilisés

2.1. Description de l'ostéosynthèse biologique

Vers la fin des années 1980, les principes initiaux d'ostéosynthèse anatomique élaborés par l'AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation), fondé en 1958, ont évolué vers une approche privilégiant en 1^{er} lieu la préservation vasculaire des tissus mous et de l'os, impliquant une réduction la plus atraumatique possible.

Les principes actuels sont les suivants :

1) réduction et fixation obligatoirement atraumatiques (pour les os longs : réduction pas nécessairement anatomique, mais nécessité de réalignement axial et angulaire et de restauration de longueur ; pour les fractures articulaires : réduction obligatoirement anatomique pour restauration de la congruence articulaire),

2) stabilité de l'implant appropriée (stabilité relative des fractures diaphysaires et stabilité absolue des fractures articulaires),

3) manipulation atraumatique des tissus mous par voie d'abord appropriée,

4) mobilisation précoce, non douloureuse et active du membre.

L'ostéosynthèse qualifiée de biologique a pris le pas sur une prise en charge plus mécanique et anatomique des fractures [8,10]. De là découle l'essor des techniques de fixation par une réduction indirecte et par un abord ménagé du foyer fracturaire, visant à accéder au foyer fracturaire sans le toucher (Open But Do Not Touch ou OBDNT) ou par un abord mini-invasif de l'os sans découvrir le foyer fracturaire (Minimally Invasive Plate Osteosynthesis ou MIPO). De même, les techniques d'ostéosynthèse d'alignement (fixation des seuls fragments osseux principaux et pontage de la fracture) ont connu un fort développement. L'ostéosynthèse biologique fait donc largement appel à l'ostéosynthèse d'alignement, ainsi qu'à la préservation de l'environnement périfracturaire et de la vascularisation tissulaire et périostée.

Les recommandations actuelles de traitement des fractures intègrent à la fois les notions d'ostéosynthèse anatomique et biologique.

Pour les fractures articulaires, une réduction anatomique et une fixation rigide est toujours requise, conformément aux principes initiaux décrits par l'AO. De même, lors de fractures simples, l'ostéosynthèse anatomique, avec compression interfragmentaire, peut être utilisée pour stabiliser la fracture. Cela permet de reconstruire la colonne osseuse et d'obtenir ainsi un partage immédiat des charges liées à l'appui entre l'os et l'implant. La cicatrisation s'effectue selon un mode primaire.

En revanche, lors de fractures diaphysaires comminutives ou de perte de substance, l'ostéosynthèse biologique, avec pontage de la fracture et une fixation qualifiée de flexible, voire d'élastique, conduisant à une instabilité relative, est acceptée et même encouragée [7,9]. Une cicatrisation osseuse secondaire avec formation rapide d'un cal périosté est alors visée. A cause de l'absence de contact osseux, l'implant supporte seul l'intégralité des charges.

C'est pourquoi l'évolution des techniques d'ostéosynthèse s'est accompagnée d'une évolution des implants. De nouveaux implants, se différenciant des implants prévus pour les concepts initiaux de l'ostéosynthèse, ont été mis au point. Ils doivent répondre aux nouveaux besoins de l'ostéosynthèse biologique (raideur adaptée, absence de compression périostée...), à de nouveaux modes d'utilisation (MIPO) et ainsi à de nouvelles contraintes biomécaniques.

2.2. Comparaison expérimentale et clinique de l'ostéosynthèse anatomique avec l'ostéosynthèse biologique

Des études portant sur le traitement de fractures comminutives expérimentales chez le mouton ont montré 12 semaines après l'intervention une augmentation de la densité osseuse et de l'ostéogénèse avec l'ostéosynthèse d'alignement par rapport à l'ostéosynthèse anatomique [9,109].

Des résultats similaires ont été obtenus chez l'homme et le chien, la fixation biologique de fractures comminutives étant associée à une production significativement accrue de cal ainsi qu'à une vitesse significativement supérieure de cicatrisation radiographique, gain de résistance et récupération fonctionnelle [8,14,17].

En outre, l'ostéosynthèse biologique permet une diminution significative du temps chirurgical et n'est pas associée à une incidence de complications significativement différente par rapport à l'ostéosynthèse anatomique [8,14,17].

2.3. Différents implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique

Dans le cadre de l'ostéosynthèse biologique, le but des implants est d'obtenir une fixation relativement flexible, voire élastique pour déclencher une cicatrisation spontanée avec induction de la formation d'un cal osseux, tout en adhérant au principe de la MIPO.

Les différents implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique sont le clou verrouillé, l'association clou-plaque, le fixateur externe, l'association fixateur externe-plaque, la plaque conventionnelle ou la plaque verrouillée à laquelle notre étude s'intéresse.

3. Les plaques verrouillées

3.1. Généralités et classification des plaques verrouillées

Les plaques verrouillées sont aussi appelées plaques à angle stable : la vis étant bloquée de façon permanente dans la plaque, elle ne peut basculer comme avec les plaques conventionnelles, mais présente une stabilité angulaire, voire axiale.

Il existe 2 grandes catégories de plaques verrouillées selon l'angulation des vis : celles à angulation fixe et celles à angulation variable. Dans le 1er cas, la vis est obligatoirement perpendiculaire au plan de la plaque. Dans le 2ème cas, la vis peut être bloquée avec une orientation choisie à l'intérieur d'un cône d'angle de l'ordre de 20 à 26° autour de la perpendiculaire au plan de la plaque.

La classification des ces implants peut également être effectuée selon le mécanisme de verrouillage des vis [110,111], ainsi que selon leur composition (acier chirurgical ou titane).

3.2. Plaques verrouillées à angulation fixe ou monoaxiales

Depuis les 1ers concepts de verrouillage des vis, d'abord par boulon (système Zespol développé à la fin des années 1970), puis directement dans la plaque (système PC-Fix®, en 1987), de nombreux modèles de plaques verrouillées sont apparus.

Dix modèles différents de plaques verrouillées sont actuellement disponibles en orthopédie vétérinaire, se distinguant par l'angulation des vis verrouillées, le mécanisme de verrouillage et par leur composition. Certains de ce modèles ont subi des études comparatives de leurs propriétés mécaniques [112–114].

Parmi les plaques verrouillées monoaxiales vétérinaires actuelles, il existe 6 principaux mécanismes de verrouillage des vis différents.

Seul le système de Plaque de Compression à Verrouillage ou Locking Compression Plate (LCP®) fabriqué par Synthes™ sera détaillé. Il a vu le jour en 2001 pour la chirurgie humaine et est disponible depuis 2003 sur le marché vétérinaire.

Le procédé LCP® présente la particularité de comporter des trous dits combinés [115,116].

Ces derniers comportent 2 parties adjacentes (Figure 8) :

- une partie avec unité de compression dynamique, avec un design équivalent au trou de compression des plaques DCP et LC-DCP,
- une partie pour verrouillage, conique et dotée d'un filetage fin.

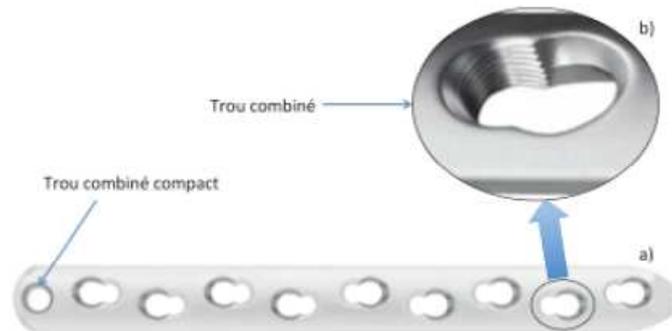


Figure 8 : Illustration de plaque de compression à verrouillage (LCP®) (catalogue Synthes™)

- a) plaque LCP ® large pour vis de 3,5 mm à 10 trous
- b) trou combiné avec partie pour vis à tête de verrouillage (gauche) et pour vis standard (droite)

Les trous du système LCP® peuvent donc recevoir indifféremment une vis standard ou une vis à tête verrouillée, insérée dans la zone adaptée de chaque trou, contrairement au système LISS® qui n'accepte que des vis verrouillées (Figure 9).

Les vis standard peuvent être orientées selon une angulation de 40° dans le plan longitudinal et de 14° dans le plan transversal (données Synthes™).



Figure 9 : Photographie de plaque de compression à verrouillage (LCP®) (catalogue Synthes™), associé à des vis :

- a) vis corticale standard
- b) vis à tête de verrouillage

Cela permet d'associer la possibilité de compression interfragmentaire ou le positionnement d'une vis de traction, comme sur les plaques DCP® ou LC-DCP®, à la stabilité angulaire et axiale d'un système verrouillé [115].

Les vis à tête verrouillée sont dotées d'une tête conique et d'un filetage à pas double avec 5 filets. Le diamètre de leur âme est supérieur à celui des vis standard (Figure 10).

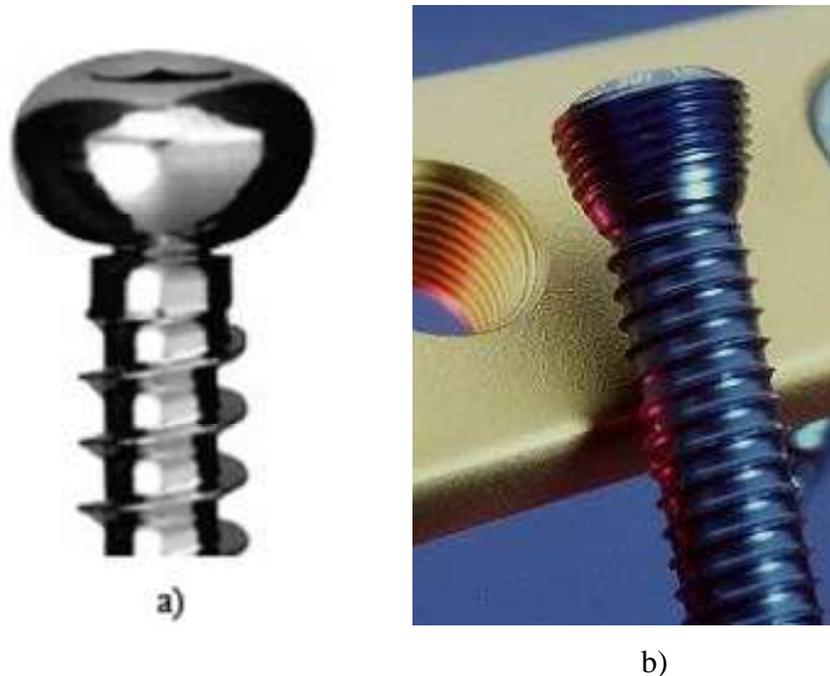


Figure 10 : Photographies de têtes et corps de vis d'ostéosynthèse

- a) vis corticale standard de 4,5 mm
- b) vis à tête de verrouillage de 5,0 mm

Les vis verrouillées existent en version autotaraudante ou en version autotaraudante et autoforante. Ces dernières sont réservées à une utilisation uniquement monocorticale, en raison de la saillie importante de la pointe de vis.

Le système de verrouillage repose à la fois sur un filetage de la partie pour vis verrouillée du trou combiné, qui correspond au filetage de la tête de vis verrouillée, ainsi que sur un assemblage de type cône Morse basé sur la forme conique de la partie pour vis verrouillée du trou combiné, qui correspond à la forme de la tête de la vis.

Grâce au filetage à pas double, le verrouillage des vis est pleinement effectif avec moins d'un tour complet de la vis. Par rapport à des vis corticales de même diamètre externe, les vis verrouillées présentent une largeur du filetage inférieure et un diamètre de l'âme supérieur. Par exemple, pour des vis standard de 3,5 mm, ces caractéristiques sont respectivement 1,1 mm et 2,4 mm, alors que pour des vis à tête de verrouillage de 3,5 mm, elles représentent 0,6 mm et 2,9 mm.

Les plaques LCP® présentent également des trous combinés compacts, ronds et coniques, avec les parties pour vis corticale et vis verrouillée superposées et non juxtaposées comme sur les trous combinés classiques. Ils permettent également l'insertion des 2 types de vis, mais sans compression interfragmentaire possible. Ces trous particuliers sont situés à l'extrémité des plaques d'ostéosynthèse mais sont également utilisés sur des plaques particulières, comme les plaques LCP® pour Ostéotomie de Nivellement du Plateau Tibial ou Tibial Plate Leveling Osteotomy (TPLO), par exemple.

Les vis verrouillées et les plaques LCP® sont disponibles en acier ou en titane ; ces dernières possèdent un relief inférieur identique à celui des plaques LC-DCP®, afin de minimiser la zone de contact avec la surface osseuse.

Lors d'utilisation de cet implant, il faut éviter un couple de serrage trop important entraînant un soudage à froid de la tête de vis dans le trou. Il convient également d'éviter de détériorer le filetage lors d'insertion de vis non perpendiculaire à la plaque. Ils sont minimisés par l'utilisation de tournevis avec limiteur de couple et de guide de perçage verrouillés dans les trous de plaque.

Grâce à sa grande polyvalence, le système LCP® a étendu la gamme des indications en MIPO et est très utilisé, à la fois en orthopédie humaine et vétérinaire.

L'inconvénient principal de ces systèmes de verrouillage monoaxiaux est la nécessité de positionner les vis perpendiculairement à la plaque pour obtenir un verrouillage [117]. Cela peut être problématique notamment lorsque la plaque est droite alors que l'os à stabiliser n'est pas rectiligne. Cette difficulté a été partiellement résolue par l'introduction de plaques anatomiques, c'est-à-dire prémodélées selon l'anatomie des os longs à traiter et présentant une orientation spécifique de l'axe des trous de vis, afin éviter la pénétration des vis dans les articulations adjacentes.

3.3. Principes et biomécaniques de la fixation verrouillée par plaque LCP

Afin de comprendre la fixation verrouillée, il convient de mettre en lumière les différences avec la fixation par plaque conventionnelle.

- Plaques vissées conventionnelles :

La stabilité de la fixation par plaque classique repose sur les forces de friction entre la plaque et l'os sous-jacent. Ces forces de friction dépendent du coefficient de friction entre la plaque et l'os et des forces axiales engendrées par les vis, elles-mêmes sous la dépendance du couple de serrage des vis et de la résistance en cisaillement de l'os [59,118].

Le serrage des vis amène une compression de la plaque sur l'os, d'autant plus importante que le couple de serrage est élevé [118–121]. Les forces de friction générées sont à l'origine de la stabilité de la fixation (Figure 11).

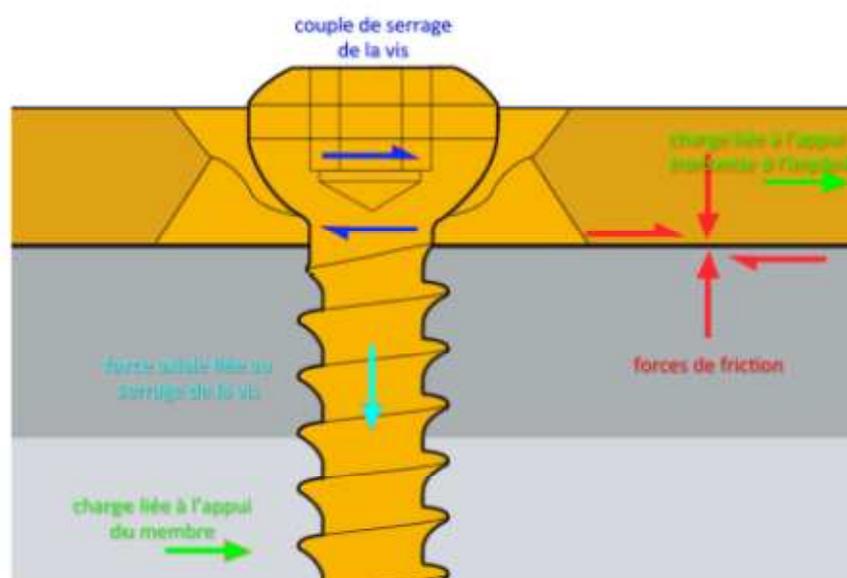


Figure 11 : Distribution des forces lors d'ostéosynthèse d'alignement par plaque avec vis standard, d'après Johnson

[23]

L'utilisation des plaques conventionnelles nécessite donc leur contournement minutieux pour correspondre à la topographie de la surface osseuse située sous la plaque, afin d'assurer un contact maximal entre l'os et la plaque.

En cas de défaut de contournement de la plaque, même si la réduction est parfaite avant sa mise en place, une translation des fragments osseux surviendra au cours du serrage des vis, jusqu'à leur butée sous la plaque, entraînant une perte plus ou moins importante de la réduction primaire.

La fixation par vis bicorticales est obligatoire lors d'ostéosynthèse par plaque conventionnelle, car la stabilité des vis et le transfert de charge nécessitent 2 points d'appui (cis-cortex et trans-cortex) afin de maintenir la friction plaque-os indispensable à la stabilité du montage et de limiter le risque d'arrachement des vis.

Sous l'effet d'une charge axiale (liée à l'appui du membre, par ex.), si l'intensité des forces de cisaillement appliquées sur les vis standard dépasse celle des forces de friction entre la plaque et l'os, une perte de la fixation peut survenir à cause du basculement des vis, et conduit à une perte de réduction secondaire.

Lors de fracture traitée par reconstruction anatomique (contact des abouts osseux), l'ostéosynthèse conventionnelle implique un partage des charges liées à l'appui du membre, entre l'os et l'implant (Figure 12a). En revanche, lors de fracture comminutive non reconstructible, l'absence d'intégrité de la colonne osseuse implique l'absence de partage des charges. La plaque conventionnelle doit alors assumer seule l'intégralité de ces forces et le risque de lâchage des vis ou de la plaque est d'autant plus élevé.

Dans le cas d'une piètre qualité osseuse, comme lors d'ostéoporose, le serrage des vis standard peut s'avérer insuffisant pour obtenir une compression adéquate de la plaque sur l'os, nécessaire pour assurer la stabilité de l'ostéosynthèse. Cela peut entraîner un desserrage des vis, une perte de stabilité de la plaque et, finalement, une perte de réduction secondaire.

L'inconvénient majeur de ce système de fixation réside dans la compression du périoste par le montage. Les zones de contact os/plaque doivent être comprimées jusqu'à un niveau dépassant largement la tolérance des tissus mous recouvrant l'os, notamment le périoste et sa vascularisation [122]. Cela peut engendrer des complications, telles que : retard de cicatrisation, lâchage d'implant, fractures sous plaque, infections et fractures secondaires, après l'ablation du matériel d'ostéosynthèse [117,123].

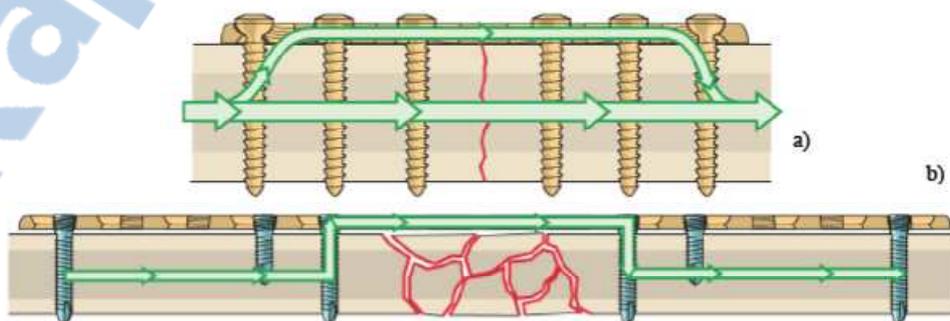


Figure 12 : Transfert des charges depuis l'os vers l'implant, d'après Wagner [124]

- a) plaque conventionnelle avec compression (partage des charges entre l'os et l'implant)
- b) plaque verrouillée (pontage mécanique de la fracture)

- Plaques vissées verrouillées :

Au contraire, la stabilité de la fixation par plaque verrouillée repose sur le système de verrouillage entre les vis et la plaque permettant une connexion rigide du porteur de charge (la plaque) et des fragments osseux principaux (Figure 13). La plaque verrouillée et ses vis forme ainsi une "unité de fixation", sans mouvement entre plaque, vis et os, alors que les vis standard ont tendance à basculer [125]. Les forces axiales liées à l'appui du membre sont transférées depuis l'os vers la plaque par la connexion fileté existant entre la plaque et les vis. Cela permet un pontage mécanique du foyer fracturaire sans friction entre le porteur de charge et l'os (Figure 12b).

Pour cette raison, le comportement mécanique des plaques verrouillées n'est pas celui d'implants internes conventionnels, mais plutôt celui de fixateurs externes situés sous la peau. En conséquence, il s'agit bel et bien de "fixateurs internes" [126].

Néanmoins, les plaques verrouillées ne présentent pas les inconvénients d'un système externalisé comme le fixateur externe, c'est-à-dire : la transfixion des parties molles, la moindre raideur mécanique ainsi que le risque septique plus élevé [110].

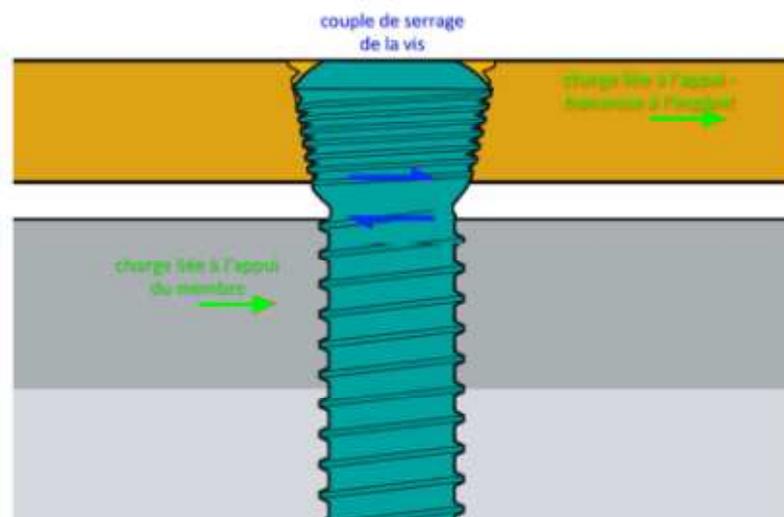


Figure 13 : Distribution des forces lors d'ostéosynthèse d'alignement par plaque avec vis verrouillée, d'après Johnson

[23]

Lors de fixation conventionnelle, la charge axiale sur l'os se traduit en forces de cisaillement sur les vis standard et l'os, en contact au niveau d'une interface de taille assez réduite. Cette charge axiale est compensée par les forces de friction entre la plaque et l'os, qui maintiennent la stabilité du montage [125]. En outre, ces forces en cisaillement ne sont pas réparties uniformément sur toutes les vis du montage.

Au contraire, lors de fixation verrouillée, les forces de cisaillement engendrées par la charge axiale sur l'os se traduisent en forces de compression sur les vis et l'os, perpendiculaires au grand axe des vis verrouillées et sur toute leur longueur [125]. Ainsi, les forces de cisaillement exercées sur les vis verrouillées n'induisent pas leur "débricolage" [127]. En outre, l'interface entre les vis et l'os présente une taille supérieure à celle des vis standard, ce qui diminue les contraintes appliquées pour une force de même intensité et la répartition des contraintes au sein d'une même vis et entre les vis d'un même fragment est plus uniforme [59,128]. Cela évite des concentrations de contraintes sur une seule vis [129].

Cette distribution des charges sur l'os avec une fixation verrouillée est favorable car l'os présente une résistance à la compression nettement supérieure à sa résistance au cisaillement. Cela est particulièrement utile sur un os de faible densité comme l'os ostéoporotique, pour lequel la rupture de la fixation s'effectue souvent selon un découpage de l'os par la vis [130].

En outre, Gautier a effectué une comparaison mécanique théorique entre plaque conventionnelle et verrouillée, en utilisant un modèle de poutre mixte plaque-os, ces 2 éléments étant connectés de façon lâche (modèle correspondant aux vis standard) ou ferme (vis verrouillées). Le modèle de fixation verrouillée a présenté une raideur intrinsèque en flexion 4 fois supérieure au modèle de fixation conventionnelle, pour lequel un mouvement entre les têtes de vis et la plaque a été supposé [128].

Ces éléments expliquent que la stabilité des plaques verrouillées soit, théoriquement, supérieure à celle des plaques conventionnelles.

Comme les vis [131] sont verrouillées dans la plaque, elles sont soumises à des forces de flexion et de cisaillement supérieures à celles des vis standard. Leur conception tient compte de ce phénomène par une augmentation du diamètre de leur âme, par rapport aux vis standard, permettant de renforcer leur raideur en flexion et en cisaillement [124].

L'augmentation du diamètre de l'âme d'une vis conduit à une diminution de la taille de son filetage : cela diminue théoriquement sa résistance à l'arrachement. Ce phénomène peut conduire à une défaillance de l'implant par arrachement des vis, dans le cas des plaques conventionnelles. Mais cela concerne peu les vis verrouillées qui sont principalement sollicitées en flexion et non en arrachement (cf. : infra) [111].

La plaque verrouillée ne nécessite pas d'être en contact intime avec l'os. Une fois les vis bloquées dans les trous de plaque, aucun serrage ultérieur n'est possible et l'implant maintient les fragments dans leurs positions relatives, indépendamment de leur réduction et contrairement aux plaques conventionnelles. Le risque de perte de réduction primaire étant diminué, la réduction fracturaire est ainsi conservée [127]. Le contournement de la plaque est donc nettement moins critique qu'avec des plaques conventionnelles.

Les plaques LCP® ont été conçues pour préserver la vitalité osseuse sans compromis par rapport aux propriétés mécaniques attendues pour tout implant interne. La présence d'un espace entre la plaque et l'os permettrait de préserver la vascularisation périostée, diminuant ainsi le degré de résorption osseuse sous la plaque [23].

Néanmoins, malgré l'absence de compression périostée, des complications infectieuses ne sont pas exclues [132]. Leur incidence semble néanmoins moindre lors de fixation verrouillée par rapport à une conventionnelle [133].

Outre la préservation vasculaire, l'absence de nécessité de contournement précis permet d'économiser du temps opératoire et de diminuer la fragilisation de la plaque. Enfin, elle est très avantageuse dans les techniques d'ostéosynthèse mini-invasive, qui ne permettent pas un contournement parfait de la plaque, compte-tenu de l'abord très limité de l'os.

Contrairement aux plaques conventionnelles, des vis monocorticales peuvent être utilisées, ce qui permet de minimiser les lésions vasculaires.

La résistance à l'arrachement des vis verrouillées monocorticales de diamètre 5,0 mm de l'implant LISS serait égale à environ 60% de celle des vis standard bicorticales de même diamètre [134]. Les os appareillés par montages verrouillés avec vis monocorticales présenteraient une raideur en torsion significativement inférieure à ceux avec vis bicorticales, mais une raideur en flexion identique [135].

Malgré sa stabilité, le système de plaque verrouillée permet néanmoins de conserver une relative mobilité au niveau du foyer fracturaire, ce qui stimule la formation d'un cal osseux [124].

La fixation verrouillée est également avantageuse sur l'os ostéoporotique, puisque le taux d'arrachement des vis verrouillées est nettement inférieur à celui des vis standard [136]. Cette différence pourrait s'expliquer par le mécanisme de verrouillage et par l'interface entre les vis verrouillées et l'os, de taille supérieure à celle des vis standard.

Les avantages des montages avec vis verrouillées concernent également le lâchage d'implants. Lorsqu'un os appareillé est soumis à une force de flexion, une plaque conventionnelle voit ses vis standard se comporter comme des vis "autonomes" et ainsi se desserrer ou s'arracher les unes après les autres (Figure 14a). L'absence de stabilité angulaire des vis les amène à s'aligner avec l'axe de la force appliquée, ce qui conduit à leur desserrage progressif et à leur arrachement. Avec les plaques verrouillées, la fixation est "en bloc" et les vis ne se comportent pas de façon autonome (Figure 14b). Le verrouillage évite l'orientation des vis le long de l'axe de la force appliquée, elles sont soumises à des forces de flexion et l'arrachement ne peut survenir que "en bloc", ce qui est rare (Figure 14c). Le risque de perte de réduction secondaire est ainsi diminué [124].

Le risque d'arrachement des vis est donc diminué avec les vis verrouillées. Le lâchage des implants verrouillés résulte plutôt de rupture de la plaque ou de l'os, alors qu'il provient plutôt de l'arrachement des vis avec les plaques conventionnelles.

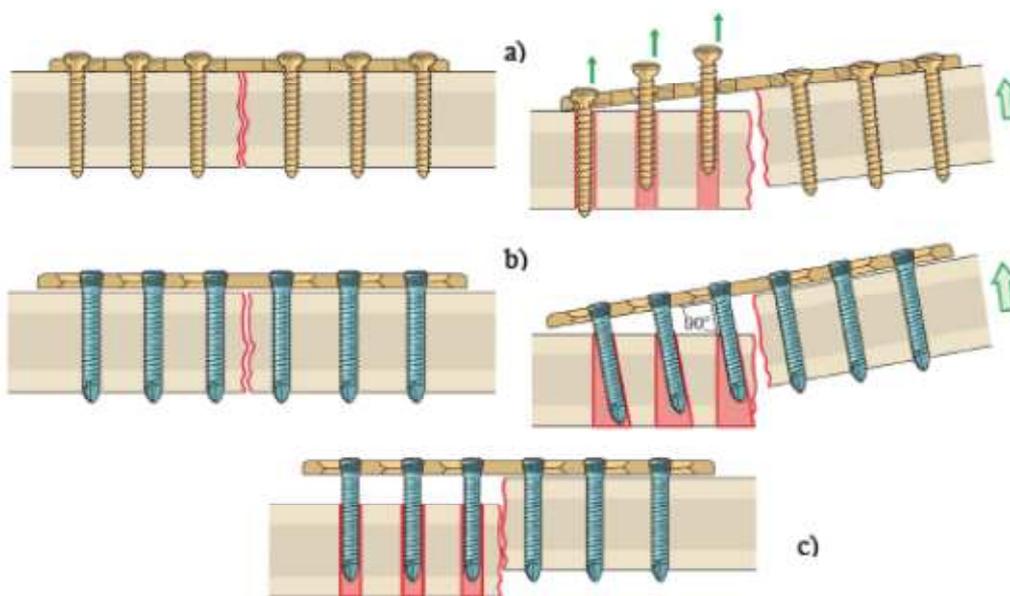


Figure 14 : Mécanismes d'arrachement des vis, d'après Wagner [124]

- a) montage par plaque conventionnelle soumis à une flexion (desserrage séquentiel des vis standard)
- b) montage par plaque verrouillée soumis à une flexion (meilleure résistance de la flexion « en bloc »)
- c) montage par plaque verrouillée présentant un arrachement « en bloc »

3.4. Indications des plaques LCP

Selon la fonction recherchée et le type de vis utilisé, les plaques LCP® peuvent être appliquées comme des plaques à compression dynamique conventionnelles avec des vis corticales standard ou des plaques verrouillées avec des vis verrouillées [127,137].

Le 1er cas sera privilégié lorsqu'une cicatrisation *per primam* est visée (ostéosynthèse anatomique) :

- fracture diaphysaire ou métaphysaire facilement et rapidement restructurable,
- fracture articulaire ou juxta-articulaire,
- pseudarthrose ou retard de cicatrisation,
- ostéotomie de fermeture.

Le 2ème cas correspond à des situations pour lesquelles une cicatrisation secondaire sera recherchée (ostéosynthèse d'alignement) :

- fracture diaphysaire ou métaphysaire non restructurable,
- fracture sur laquelle la plaque ne peut être appliquée sur la face de tension de l'os,
- ostéotomie d'ouverture,
- fracture périprothétique,
- excision carcinologique d'une tumeur osseuse avec sauvetage du membre,
- reprise chirurgicale.

Une association des 2 techniques est possible, par exemple lors de fracture multiple ou lors de fracture comminutive, lorsque le chirurgien recherche la fixation d'un fragment intermédiaire par vis de traction et la protection de l'ostéosynthèse par plaque LCP® verrouillée.

La combinaison de vis standard et de vis verrouillées utilisées alors sur la même plaque est appelée "fixation hybride" et de plus en plus fréquemment utilisée [135,138–141].

Néanmoins, les vis verrouillées trouvent leur principale utilité en ostéosynthèse d'alignement mini-invasive (MIPO), puisqu'elles permettent de s'affranchir d'un modelage précis de la plaque et évitent le déplacement des fragments osseux lors du serrage des vis (absence de perte de réduction primaire). L'éloignement de la plaque par rapport à la surface osseuse permet la préservation de la vascularisation périostée. La polyvalence des plaques LCP®

a donc autorisé leur adaptation à de nombreuses situations cliniques et leur a permis d'élargir le spectre d'utilisation de l'ostéosynthèse mini-invasive [124].

La fixation de fractures sur os ostéoporotique représente une excellente indication des plaques LCP® avec vis verrouillées. En effet, les implants verrouillés présentent une meilleure tenue des vis sur l'os ostéoporotique et un risque de découpage de l'os diminué, même si cette situation est rarement rencontrée en orthopédie vétérinaire, au contraire de l'orthopédie humaine.

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 [142].

Enfin, l'emploi d'un clou centro-médullaire associé à une plaque verrouillée en soutien est envisageable, d'autant plus facilement lorsque des vis verrouillées monocorticales sont utilisées, avec un risque d'interférence avec le clou diminué.

En orthopédie humaine, les plaques verrouillées sont couramment utilisées depuis une vingtaine d'années. En orthopédie vétérinaire, l'emploi d'une plaque verrouillée pour la fixation interne est de plus en plus fréquent en pratique canine, féline et équine. Actuellement, des implants verrouillés sont utilisés de manière systématique lors de nivellement du plateau tibial, ce qui apparaît nécessaire chez les chiens de grand format, lors de double ou triple ostéotomie pelvienne, ainsi que pour une variété de fractures des os longs.

3.5. Recommandations d'utilisation des plaques LCP lors d'ostéosynthèse d'alignement diaphysaire

L'utilisation des plaques LCP® diffère par de nombreux aspects de celle des plaques conventionnelles et, compte-tenu de son caractère relativement récent en orthopédie vétérinaire, la plupart des recommandations y ayant trait sont extrapolées de l'orthopédie humaine.

Différents paramètres peuvent influencer la stabilité de la fixation et la raideur du montage.

3.5.1. Nombre de vis et de corticales

D'un point de vue purement mécanique, 2 vis verrouillées monocorticales insérées dans chaque fragment osseux principal sont suffisantes pour obtenir un montage stable.

Néanmoins, ce montage lâchera en cas de rupture d'une vis ou de résorption osseuse autour d'une vis entraînant son desserrage ou son arrachement. L'utilisation de 2 vis bicorticales ne modifie pas le risque de rupture de fatigue des vis mais augmente la longueur de travail des vis et donc l'ancrage des vis (résistance à l'arrachement). Dans tous les cas, ce type de montage ne peut être employé qu'avec un os de bonne qualité et la certitude d'une insertion correcte des 2 vis [124]. Ainsi, par précaution, il vaut mieux employer au moins 3 vis par fragment [143].

L'augmentation de la tenue en fatigue de la plaque consécutive à l'augmentation du nombre de vis résulterait notamment du remplissage des trous de la plaque par les têtes de vis sans corps de vis, qui limiterait la rupture en fatigue traditionnellement observée en regard des trous vides [144–147].

L'expérience clinique de Gautier et Sommer, les a conduits à établir des recommandations basées sur leurs observations empiriques pour le traitement des fractures par pontage avec des plaques LCP® chez l'homme [143] :

- au minimum 2 vis verrouillées et 3 corticales par about osseux pour des fractures simples,
- au minimum 2 vis verrouillées et 4 corticales par about osseux pour les fractures comminutives.

Il n'existe pas de différence de raideur en compression, flexion et torsion entre des montages avec 2 ou 3 vis verrouillées bicorticales par fragment. Cela a été montré par une étude comparant l'utilisation de 4 vis verrouillées à celle de 6 vis verrouillées bicorticales de 5,0 mm avec une plaque LCP® étroite, sur des huméri ostéoporotiques présentant une perte de substance médio-diaphysaire de 5 mm [148]. Néanmoins, cette étude ne portait que sur les propriétés mécaniques quasi-statiques des montages et il serait intéressant qu'une étude similaire réalise des cyclages à rupture des 2 configurations testées pour vérifier l'effet du nombre de vis sur la tenue en fatigue d'une plaque LCP®.

Alors que l'ostéosynthèse conventionnelle par vis standard nécessite des vis bicorticales, les vis verrouillées monocorticales fournissent une stabilité suffisante sur l'os sain chez l'homme

et permettent un transfert des charges uniquement au niveau du cis-cortex. Mais la nature monocorticale des vis verrouillées est une source d'interrogation chez les chiens et chats que nous soignons, à cause de la moindre épaisseur des corticales par rapport à l'homme, réduisant le nombre de filets de la vis engagés dans l'os ou, autrement dit, diminuant la longueur de travail des vis.

Au final, les recommandations concernant l'implantation des vis à tête de verrouillage chez les petits animaux décrivent plutôt l'utilisation d'une plaque avec 3 vis verrouillées bicorticales de part et d'autre du foyer fracturaire [23].

3.5.2. Longueur de la plaque et remplissage des trous

Sur une plaque, 3 segments peuvent être distingués : segment central (délimité par les 2 vis centrales) en regard du foyer fracturaire, segment proximal et segment distal ancrant l'implant dans les segments osseux principaux. La longueur de la plaque et la position des vis influencent les sollicitations subies par ces 2 entités.

La longueur idéale d'une plaque doit être déterminée selon 2 paramètres : longueur relative de la plaque par rapport à la fracture et taux de remplissage des trous (Figure 15) [124,143].

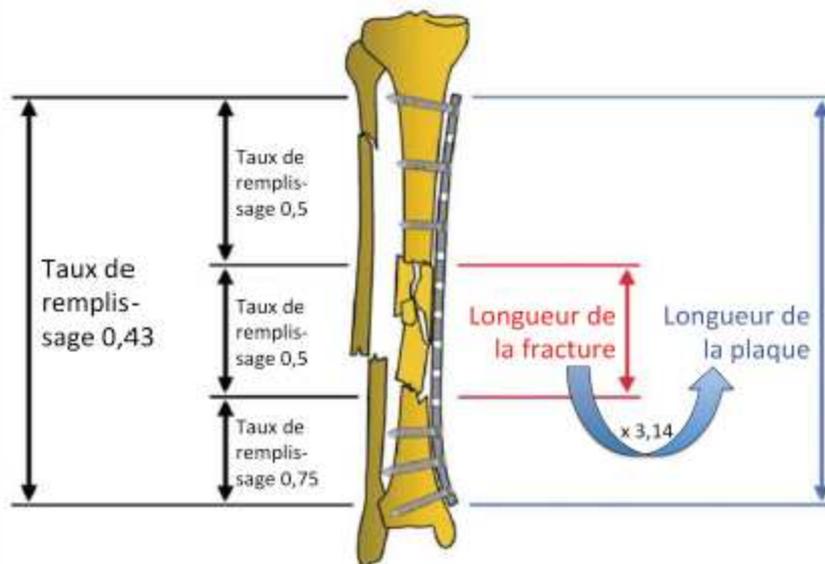


Figure 15 : Illustration de la longueur relative de la plaque et du taux de remplissage des trous pour une plaque d'alignement pontant une fracture comminutive, d'après Gautier [143]

Les observations empiriques basées sur l'expérience clinique de Gautier et Sommer ont abouti à la recommandation d'employer une plaque verrouillée de longueur au moins supérieure à 2 ou 3 fois celle du foyer fracturaire dans le cas d'une fracture comminutive et 8 à 10 fois pour une fracture simple [117,143]. L'étude expérimentale de Stoffel a vérifié ces recommandations, en montrant que l'augmentation de longueur d'une plaque LCP® avec vis verrouillées a diminué les contraintes exercées sur celle-ci en compression axiale [149].

Le fait d'augmenter la longueur de la plaque augmente la résistance à l'arrachement des vis insérées. Cela s'explique par l'optimisation de l'effet de levier dynamique de chaque vis (Figure 16). Une étude utilisant des plaques de différentes longueurs fixées par vis standard sur des ulnae a ainsi montré que la charge à rupture en flexion 4 points des plaques les plus longues a été significativement supérieure à celle des plaques plus courtes, en raison d'une meilleure dispersion des forces appliquées [150]. Les raideurs en flexion avec différentes longueurs de plaques ont été équivalentes. Les mêmes observations ont été effectuées en flexion 4 point et flexion en porte-à-faux [151].

Cela a été confirmé par une étude similaire dans laquelle la charge à la limite élastique en flexion 4 points des plaques LCP® de longueurs supérieures, avec vis standard ou verrouillées, a été significativement supérieure à celle des plaques plus courtes, sans différence significative de raideur en flexion et torsion [152].

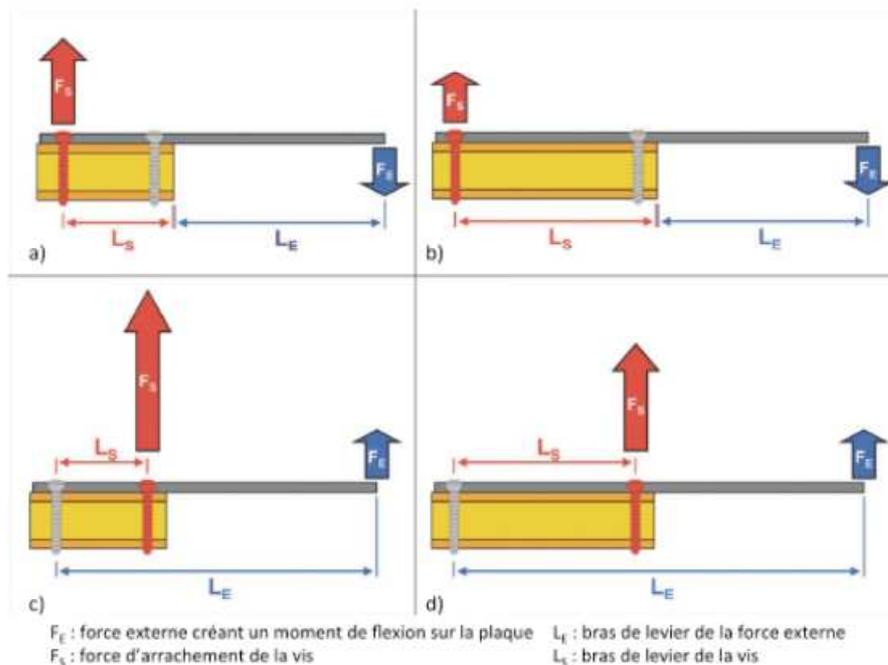


Figure 16 : Effet de la longueur de la plaque d'alignement sur le bras de levier et la force d'arrachement des vis, d'après Gautier [143]

- a) et c) plaque courte entraînant un bras de levier court et une force d'arrachement élevée de la vis rouge
- b) et d) augmentation du bras de levier par augmentation de la longueur de la plaque

Le taux de remplissage des trous conseillé à partir de l'expérience clinique est de 40 à 50%, voire moins si possible [117,143]. L'étude expérimentale de Stoffel a permis, là encore, de justifier ces recommandations, en montrant que l'augmentation de raideur des os synthétiques appareillés par plaque LCP® de 12 trous grâce à l'augmentation du nombre de vis n'a plus été significative en compression au delà de 3 vis par fragment et de 4 vis par fragment en torsion [149].

En outre, il semblerait ainsi que le nombre de vis soit un facteur moins influant que la longueur de la plaque concernant la raideur et la résistance en flexion et compression [150–152]. En revanche, le nombre de vis serait le facteur le plus important pour les propriétés mécaniques en torsion.

3.5.3. Longueur de travail de la plaque

La longueur de travail de la plaque est définie comme la longueur du segment central de la plaque. Une controverse existe quant à son effet sur la résistance en fatigue et la raideur des plaques verrouillées.

D'un point de vue mécanique, lors d'ostéosynthèse d'alignement, le segment central supporte de fortes charges et peut se déformer en flexion.

Si le segment central est court, les contraintes appliquées sur celui-ci sont élevées et risqueraient d'entraîner une rupture par fatigue précoce de l'implant. Si le segment central est plus long, le même moment de flexion est appliqué sur une distance supérieure de plaque, les contraintes sur le segment central sont diminuées. Le risque de rupture par fatigue de l'implant serait alors minimisé. Stoffel a ainsi montré que sur une perte de substance de 1 mm, l'augmentation de la distance de travail a permis de réduire de 50 à 85% les contraintes appliquées sur la plaque, puisque les forces nécessaires à l'obtention du contact des abouts osseux lors de la flexion ont été moindres [149]. Néanmoins, il n'a obtenu aucune rupture de fatigue pour le nombre de cycles effectués avec différentes longueurs de travail, tout comme une autre étude sur le même modèle synthétique [153].

Mais l'effet de la distance de travail de la plaque doit être nuancé en fonction de la longueur initiale de l'écart interfragmentaire. Si, comme nous venons de le décrire, l'augmentation de la distance de travail serait peut-être bénéfique pour la tenue en fatigue lors

d'écarts interfragmentaires limités (1 mm); pour des écarts interfragmentaires plus élevés, elle induirait des effets négatifs sur la durée de vie en fatigue.

Stoffel a ainsi montré que, lors de compression cyclique, l'espérance de vie en fatigue des plaques verrouillées en titane pontant une perte de substance de 6 mm a été diminuée de moitié lors d'omission des 2 vis proches de l'ostéotomie, augmentant la distance de travail de la plaque LCP®. Les contraintes de von Misses ont été alors augmentées de 133% sur les vis centrales. En outre, l'omission de ces 2 vis a réduit la raideur en compression et torsion de 64 et 36% [149].

Une autre étude a montré que pour un écart interfragmentaire de 10 mm, l'augmentation de la distance de travail d'une plaque LCP® pour vis de 2,4 mm n'aurait aucun effet significatif sur la raideur en compression et la durée de vie en fatigue [154]. De même, une étude sur le même modèle avec des plaques verrouillées pour vis de 4,5 mm a obtenu les mêmes résultats pour des plaques en acier, mais a observé une corrélation significativement positive entre longueur de travail et durée de vie en fatigue et négative entre longueur de travail et raideur en compression pour des plaques en titane [155]. Enfin, une autre étude n'a pas observé de différences significatives de raideur en compression et de durée de vie en flexion cyclique en fonction de la distance de travail, avec des plaques LCP® en acier pour vis de 4 mm appareillant un modèle de perte de substance de 8 mm [153].

Malgré ces résultats contradictoires, pour l'ostéosynthèse d'alignement des fractures simples ou avec un écart interfragmentaire inférieur à 1 à 2 mm, il est actuellement conseillé d'augmenter de façon limitée la distance de travail de la plaque en laissant au moins 2 à 3 trous vides entre les vis centrales. En revanche, pour les fractures comminutives, qui présentent un écart interfragmentaire supérieur, les trous les plus proches de chaque côté du foyer fracturaire doivent être utilisés [117,124,149].

Du point de vue biologique, la longueur du segment central et la méthode de pontage de la fracture sont responsables de la mécanobiologie de la cicatrisation osseuse (cicatrisation primaire, secondaire ou absente).

L'augmentation de la distance de travail lors de faibles écarts interfragmentaires doit être limitée afin de ne pas augmenter excessivement les déformations interfragmentaires [156]. En effet, si la distance de travail est trop importante sur ce type de fracture, la flexibilité de la fixation induit des mouvements interfragmentaires (ΔL) importants. Or la longueur initiale de l'écart interfragmentaire (L) étant limitée, les déformations ($\Delta L/L$) risquent de dépasser les valeurs compatibles avec la cicatrisation osseuse.

Au contraire, l'utilisation d'une plaque longue avec un nombre limité de vis aux extrémités osseuses, lors de fracture comminutive avec une longueur d'écart interfragmentaire (L) élevée, maintiendra les déformations interfragmentaires ($\Delta L/L$) à des valeurs supérieures à la limite minimale de cicatrisation [143-156].

Pour cette raison, certains chirurgiens, faisant appel aux techniques de MIPO sur ce type de fracture, se démarquent de l'approche purement mécanique en n'insérant pas de vis à proximité du foyer fracturaire [156].

Au final, le choix de la longueur de travail lors d'ostéosynthèse d'alignement nécessite de trouver un compromis entre une fixation stable dans le temps (absence de rupture par fatigue) et une fixation présentant une raideur compatible avec la cicatrisation osseuse (flexibilité adaptée) et entre une approche mécanique et une approche mécanobiologique.

3.5.4. Espace entre la plaque et l'os sous-jacent

Comme indiqué précédemment, les plaques LCP® évitent la compression du périoste rencontrée avec les plaques conventionnelles, en étant positionnée sans contact entre la face inférieure de la plaque et l'os sous-jacent. Gautier a montré qu'une amélioration de la circulation sanguine ne pouvait être observée qu'avec un écart os-plaque supérieur à 1 mm.

Mais l'écart de la plaque par rapport à l'axe mécanique neutre de l'os pose la question de l'influence de cet écart sur les performances des plaques et la stabilité de la fixation.

En 2007, une étude sur os synthétiques a répondu à cette question. Les os présentant une perte de substance de 10 mm ont été fixés par des plaques LCP pour vis verrouillées de 5,0 mm, avec 3 vis par fragment. Les plaques ont été éloignées de 0, 2 ou 5 mm par rapport à la surface de l'os et les montages soumis à des essais destructifs en compression axiale et torsion, statique et dynamique. Pour un espace de 5 mm, la charge à rupture en compression axiale et la raideur en compression et torsion statiques et dynamiques ont été significativement diminuées [157].

L'étude de Stoffel a également montré que des os synthétiques présentant une perte de substance de 1 ou 6 mm et appareillés par des plaques LCP® avec vis verrouillées monocorticales de 5,0 mm, situées à 2 ou 6 mm de l'os, ont présenté des raideurs en compression et torsion significativement diminuées de 10 à 15% en présence d'un espace de 6 mm [149].

Ces 2 études ont ainsi recommandé un espace maximal de 2 mm entre la plaque verrouillée et l'os sous-jacent.

3.6. Inconvénients des plaques LCP

Comme tout implant orthopédique, les plaques LCP® présentent des limites, certaines contraintes d'utilisation et des complications spécifiques [124,129,137,158–162].

L'un des inconvénients des vis verrouillées est l'absence de perception de la qualité de l'os par le chirurgien lors de leur serrage, les têtes de vis venant se verrouiller dans les trous.

En outre, au contraire de l'ostéosynthèse par plaque non verrouillée, aucun ajustement de la réduction fracturaire n'est possible une fois qu'une vis est insérée dans chacun des fragments principaux, à moins de retirer ces vis. La réduction, l'alignement, la longueur et la rotation de l'os doivent être parfaitement obtenus avant mise en place de la plaque verrouillée.

Ainsi, l'utilisation des plaques verrouillées associée à des techniques de MIPO peut engendrer des taux de défaut d'alignement supérieurs aux techniques de fixation interne conventionnelle avec réduction à foyer ouvert [163].

L'impossibilité de choisir l'angulation des vis verrouillées est un inconvénient concernant uniquement les plaques à angulation fixe, comme les LCP®, mais pas les plaques à angulation variable. Lorsque la forme de l'os à traiter n'est pas rectiligne comme la plaque utilisée, les trous les plus périphériques de la plaque peuvent se situer en dehors de la zone d'insertion idéale, ce qui peut conduire à une insertion inadaptée des vis verrouillées dans l'os (en séton, par ex.).

Cet inconvénient a été partiellement résolu par l'introduction de plaques verrouillées anatomiques (prémodélées pour une adaptation à différentes régions anatomiques), essentiellement en orthopédie humaine mais assez peu en orthopédie vétérinaire (plaques pour TPLO, par ex.).

Le modelage des plaques verrouillées par le chirurgien peut résoudre partiellement ce problème, mais reste délicat, au vu du risque de lésion du filetage des trous de la plaque et du défaut de verrouillage qui s'en suit. Les trous de vis de ces plaques anatomiques ne sont pas obligatoirement orientés perpendiculairement à la plaque, pour s'adapter aux contraintes anatomiques de l'os et éviter des effractions articulaires.

Lorsque l'axe des vis verrouillées diffère de l'axe normal d'insertion, c'est-à-dire l'axe du trou perpendiculaire au plan de la plaque, le verrouillage est nettement moins efficace, ce qui altère la stabilité globale du montage. Ainsi, sur les trous combinés des plaques LCP®, la force d'expulsion des vis verrouillées diminue de 16,9 à 30,0% et de 62,7 à 77,5% pour des angles de

5° et 10° par rapport à l'axe du trou. La force de flexion à rupture des vis verrouillées diminue de 36,3 à 43,1% et de 50,0 à 61,8% pour des angles de 5° et 10° [164]. Pour limiter le défaut d'angulation des vis verrouillées, il est impératif d'utiliser les guidemèches de perçage spécifiques, verrouillés dans la plaque.

L'utilisation des plaques LCP® comme "fixateurs hybrides" est avantageuse dans certaines situations, mais implique de respecter une règle cruciale : les vis verrouillées doivent être insérées après les vis standard. En effet, le serrage des vis standard provoque un rapprochement du segment osseux fixé, jusqu'à sa butée sous la plaque. Si les vis verrouillées sont serrées en 1er, l'implant maintient les fragments dans leurs positions relatives et tout déplacement ultérieur de ceux-ci par les vis standard est impossible, rendant l'effet de compression de la plaque sur l'os par les vis standard totalement inefficace. Lorsqu'une compression interfragmentaire est souhaitée, les vis standard doivent également être insérées avant les vis verrouillées, pour la même raison [143].

En outre, lorsque les vis verrouillées sont serrées en 1er, comme tout futur mouvement des fragments osseux devient impossible, le serrage ultérieur des vis standard aura tendance à engendrer des contraintes en cisaillement et flexion sur les vis verrouillées, sur les portions d'os situées entre les vis verrouillées et, si le serrage des vis standard est poursuivi, une destruction du filetage osseux créé lors de leur insertion surviendra vraisemblablement.

Enfin, le retrait des implants peut s'avérer plus difficile avec les plaques verrouillées, lors d'ostéointégration des vis ou de serrage excessif de celles-ci. Ce dernier peut conduire à un soudage à froid de la tête de vis dans la plaque et peut être évité par l'utilisation d'un tournevis limiteur de couple [158,161].

Certaines complications peuvent survenir avec les plaques LCP® en mode verrouillé, dont l'effraction articulaire par les vis verrouillées, plus fréquente qu'avec des vis standard. Elle survient essentiellement lors d'ostéosynthèse en région périarticulaire, à cause de l'axe d'insertion fixe des vis verrouillées. Bien que les plaques anatomiques destinées aux régions périarticulaires prennent en compte ce risque, en présentant un axe des trous combinés non nécessairement perpendiculaire au plan de la plaque, la variabilité anatomique intraspécifique peut conduire à une effraction articulaire.

Les plaques verrouillées appliquées sur des fractures peuvent présenter une rupture en fatigue, lorsque leur distance de travail est insuffisante [155]. Elle survient généralement par initiation de la fracture de la plaque en regard de la partie pour compression dynamique des trous combinés, avant sa propagation vers les bords externes de la plaque [165].

La raideur des plaques verrouillées peut poser problème lors de fracture simple. En cas de distraction lors de la réduction ou de résorption osseuse durant la cicatrisation, la raideur importante des plaques verrouillées peut conduire à un retard de cicatrisation ou une pseudarthrose. Aucun partage des forces entre l'os et l'implant n'est présent et la plaque peut, à terme, présenter une rupture de fatigue, notamment en regard de son segment central. Les lâchages d'implants sont moins fréquents qu'avec les plaques conventionnelles, grâce à la fixation "en bloc" procurée par le verrouillage (Figure 15). Le lâchage des implants verrouillés résulte plutôt de rupture de la plaque ou de l'os, alors qu'il provient plutôt de l'arrachement des vis avec les plaques conventionnelles.

Enfin, comme pour toute plaque vissée, indépendamment du type de vis utilisé, des lésions des tissus mous périosteux peuvent survenir, lors d'emploi de vis de longueur excessive et particulièrement pour les vis autotaraudantes et autoforantes.

4. Notions de biomécanique osseuse

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

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

4.1. Définitions

- Force

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

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

- Contrainte

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

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

Avec : F est la force exprimée en Newton (N)

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

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

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

- Déformation

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

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 ;

Déformation : $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$, avec : ΔL et L sont exprimées en millimètres (mm)

ε sans dimension

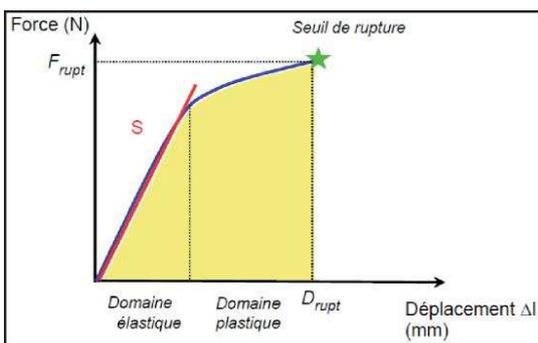
- Raideur

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

4.2- Courbe expérimentale en flexion

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

La courbe de l'intensité des forces exercées en fonction du déplacement est constituée d'une partie linéaire, qui correspond à un déplacement élastique. Dans cette configuration, l'objet se comporte comme un ressort et reprend sa taille et sa forme initiale dès que la force n'est plus appliquée. A partir d'une certaine intensité de force, la courbe n'est plus linéaire ; le déplacement occasionné est dit plastique, l'objet ne reprendra pas son état initial même après suppression des forces et conservera un déplacement résiduel. Enfin au-delà d'une certaine force, l'objet finira par se rompre (Figure 17).



S : Raideur extrinsèque du montage;
 Frupt : force à la rupture du montage;
 Drupt : Déplacement à la rupture du montage

Figure 17 : Courbe représentant la variation de la force en fonction du déplacement

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

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

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

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

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

4.3. Cas particulier de la flexion 4 points sur le modèle tibia ovin

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

Les os et en particulier les os longs sont soumis à des forces physiologiques et à des forces non physiologiques [123,166–169].

- Les forces physiologiques :

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

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

La résultante des forces physiologiques est transmise à l'os par les surfaces articulaires. Elle est composée de plusieurs types d'effort (compression, flexion, torsion...).

Le pourcentage de forces transmises en compression axiale ou en flexion est

déterminé par divers paramètres :

- le point d'application et la direction de la résultante des forces: Lorsque le point d'application est situé sur l'axe neutre de l'os et suivant la direction de cet axe neutre, l'os est soumis à une compression pure. Si tel n'est pas le cas, l'os est soumis à des forces de compression et de flexion [160,170].
- la forme de l'os et plus particulièrement sa courbure : La morphologie de l'os a aussi une influence sur la transmission des forces. Pour le tibia, étant donné sa forme, l'effort appliqué serait majoritairement en flexion.

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

Chaque os présente une distribution de divers efforts dans des proportions différentes. Gautier et al a montré à l'aide de jauges placées sur des tibias du mouton, qu'ils étaient chargés de la manière suivante [143] (Figure 18):

- torsion 61,9%
- flexion 32,7%
- charge axiale 5,4%

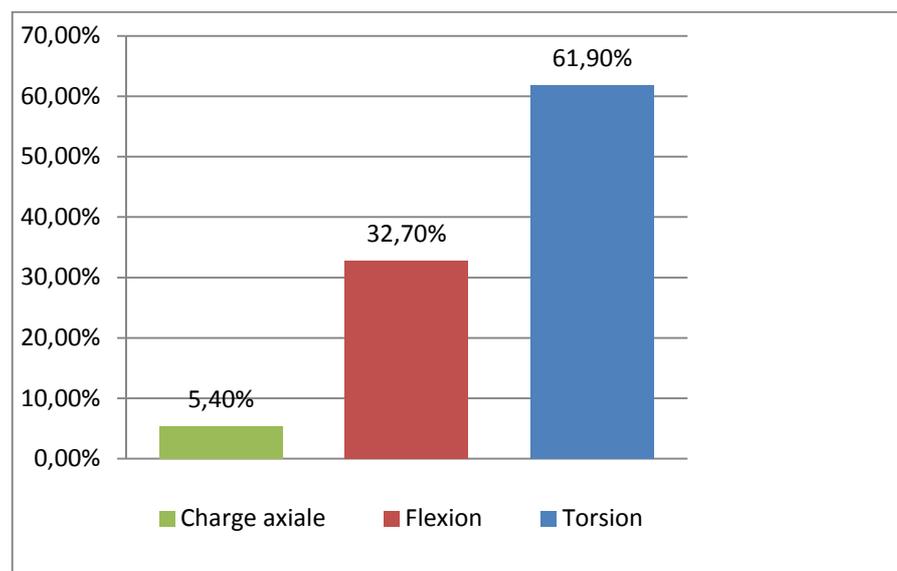


Figure 18 : Distribution des divers efforts appliqués sur le tibia de mouton en charge, d'après Gautier [169]

- Les forces non physiologiques :

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

En outre, la face crânio-médiale du tibia n'est recouverte d'aucun muscle, mais uniquement par des tissus cutané et sous-cutané. Le tibia est donc fortement exposé aux fractures ouvertes. La fréquence de celles-ci varie de 12 à 46 % selon les études [6,171,172].

4.3.2. Tests en flexion

Selon Beaupied, il existe trois types d'essai en flexion applicables à l'os [173] :

- La flexion trois points: il s'agit de la méthode la plus utilisée. En général, l'échantillon testé est placé dans le plan horizontal, en appui sur deux supports. La force de flexion est appliquée par l'actionneur agissant verticalement et de façon centrée par rapport au deux supports (Figure 19).



Figure 19 : Illustration d'un test de flexion 3 points

- La flexion quatre points: L'échantillon est positionné horizontalement sur deux supports. La force de flexion est appliquée par un actionneur comportant deux bras (Figure 20). L'espace entre ces deux bras définit la zone d'intérêt. Il est important que les deux bras de flexion entrent en contact avec la colonne osseuse en même temps. L'avantage de ce type d'essai est d'assurer un moment d'inertie égal sur toute la zone d'intérêt [170].

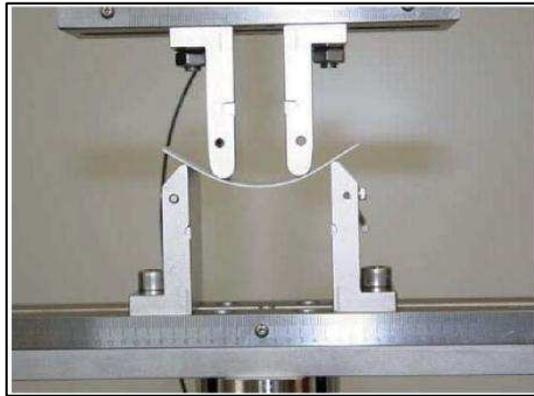


Figure 20 : Photographie illustrant un banc de flexion 4 points

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

Les données expérimentales sur le comportement mécanique en flexion de l'os cortical restent assez limitées. La résistance en flexion de l'os cortical humain varie de $98,1 \times 10^6$ à $196,2 \times 10^6$ Pa [174].

Turner a montré que l'obtention de résultats fiables lors de tests mécaniques en flexion, imposait d'utiliser des échantillons dont le ratio longueur/épaisseur soit supérieur à 20 [173,175]. Dans le cas contraire, des efforts en cisaillement viendraient parasiter les efforts de flexion. Malheureusement, aucune étude ne s'est intéressée à l'analyse du comportement mécanique d'un os long en flexion 4 points.

5. Problématique de l'étude

Comme nous l'avons vu, l'environnement mécanique de la fracture, et particulièrement la stabilité du montage, constitue un facteur crucial de variation de la cicatrisation osseuse, en terme de qualité et de rapidité. En outre, les fractures comminutives qui intéressent particulièrement cette étude sollicitent intensément et précocement les implants utilisés pour leur fixation.

Les implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique des fractures comminutives doivent donc présenter des propriétés mécaniques compatibles, à la fois avec la cicatrisation osseuse et à la fois avec une fixation durable. Les plaques verrouillées, comme les plaques LCP®, font partie des implants les plus récents, utilisables dans cette indication.

La stabilité des plaques verrouillées repose sur des mécanismes très différents des plaques conventionnelles. De nombreuses études expérimentales, *ex vivo* et *in vitro*, sur la comparaison biomécanique des plaques conventionnelles avec les plaques verrouillées existent. Néanmoins, elles portent généralement sur la comparaison de plaques différant par de nombreux critères autres que le type de vis utilisé (nature, géométrie et position de la plaque, nombre de vis différent, etc.), elles font souvent appel à des os synthétiques et leurs résultats sont parfois contradictoires. Il existe un nombre très limité d'études *in vivo*, comparant la cicatrisation osseuse obtenue avec ces 2 types d'implants et faisant appel à des plaques différentes et à des modèles de fracture simple. Quant au faible nombre d'études cliniques comparatives, elles confrontent bien souvent, là encore, des implants différents et regroupent des fractures et des patients présentant une grande variabilité.

Ces études ont néanmoins permis de formuler des recommandations d'utilisation des plaques LCP® verrouillées et d'analyser leurs complications.

Mais la comparaison des propriétés biomécaniques globales et locales de plaques identiques équipées de vis standard ou de vis verrouillées a été très peu étudiée. En outre, l'ostéosynthèse de modèles cadavériques de fracture comminutive a rarement été soumise à une large gamme de sollicitations mécaniques (flexion, torsion, compression). Enfin, la cicatrisation osseuse d'un modèle de fracture comminutive n'a jamais été étudiée par comparaison des plaques conventionnelles avec les plaques verrouillées.

Au final, malgré un nombre important d'études, la littérature fournit peu d'informations quant à l'intérêt des vis verrouillées par rapport aux vis standard, dans la stabilité globale et

locale des montages et dans la cicatrisation osseuse de fractures comminutives obtenue grâce à des plaques identiques.

L'importance de ces informations est capitale pour la détermination des implants adaptés à une prise en charge optimale de fractures aussi difficiles à traiter que les fractures comminutives, afin d'obtenir une cicatrisation effective et de diminuer les complications majeures fréquemment associées, telles que retard ou absence de cicatrisation, refracture, infection, ou lâchage d'implants [7–9].

Nous avons initialement supposé que les montages par plaque LCP® verrouillée présentaient un comportement biomécanique différent et qu'ils favorisaient la cicatrisation osseuse, par rapport aux montages par plaque LCP® équipée de vis standard.

L'objectif de notre étude a donc été de déterminer l'effet du verrouillage des vis sur la stabilité de l'ostéosynthèse et sur la cicatrisation osseuse. Pour cela, nous avons comparé les propriétés biomécaniques de tibias ovins *in vivo* présentant une perte de substance normalisée, qui constitue un modèle de fracture comminutive. L'ostéosynthèse de ces modèles a été effectuée, de façon standardisée, par plaque LCP® équipée soit de vis à tête de verrouillage soit de vis corticales standard.

PARTIE 2 : ETUDE EXPERIMENTALE

1. Matériels et méthodes

1.1. Matériels

1.1.1. Animaux et spécimens

26 brebis adultes de race Tarasconnaise, pesant entre 45 et 80 kg (poids moyen 60 kg) ont été utilisées dans l'étude *in vivo*. Les animaux ont été acclimatés pendant 2 semaines avant l'expérimentation.

Après avoir vérifié radiographiquement l'absence d'anomalie osseuse et la fermeture des cartilages de conjugaison, l'homogénéité des tibias a été évaluée *post-mortem* en comparant leurs caractéristiques morphologiques, mesurées à l'aide d'un pied à coulisse.

Les maladies systémiques graves, les décès pour une raison non liée à l'expérimentation, ainsi que les complications septiques avancées (ostéomyélite avec séquestre osseux) ont constitué des critères d'exclusion.

L'ensemble des animaux a été divisé en 2 lots de 12 animaux euthanasiés à 6 semaines et 14 animaux euthanasiés à 12 semaines.

Les brebis ont toutes été traitées par des plaques LCP® et les 2 lots d'animaux ont été divisé en un groupe expérimental (plaques équipées de vis à tête de verrouillage) et un groupe contrôle (plaques équipées de vis corticales standard). Chaque groupe a été composé de 6 animaux à 6 semaines et 7 animaux à 12 semaines.

Pour cela, une randomisation par blocs a été effectuée par tirage au sort à l'aide de tables de permutations au hasard à 6 et 7 éléments, pour la répartition dans le groupe expérimental ou le groupe contrôle, pour chacun des 2 lots.

Il a été décidé arbitrairement d'effectuer les ostéosynthèses sur les tibias gauches, les tibias droits servant de contrôle.

1.1.2. Implants, machine d'essais biomécaniques et instruments de mesure

- Plaque d'ostéosynthèse

La plaque d'ostéosynthèse, une plaque LCP large pour vis de 4,5/5,0 mm, de 8 trous (Figure 21), a été modelée à l'aide d'une presse à courber et de grands fers. Le modelage a été standardisé pour que la forme de la plaque soit identique pour chaque tibia opéré.

Dans cette étude, les trois trous proximaux et les trois trous distaux de la plaque ont été utilisés pour l'implantation des vis. Elles ont été numérotées de 1 à 6, de la plus proximale à la plus distale, comme indiqué sur le schéma ci-après.



Figure 21 : Photographie de plaque LCP® large pour vis de 4,5 et 5 mm à 8 trous (Synthes®)

Les vis standard utilisées lors de ce protocole étaient des vis corticales auto-taraudantes de 4,5 mm de diamètre (Figure 22). Une perceuse équipée d'une mèche de 3,2 mm, et d'un guide-mèche universel de 3,2/4,5 mm ont été utilisés.



Figure 22 : Photographie de vis standard Synthes™ de 4,5 mm de diamètre extérieur

Les vis à tête de verrouillage auto-taraudantes utilisées étaient d'un diamètre de 5,0mm de diamètre (Figure 23). Une mèche de 4,3 mm et un guide mèche LCP de 4,3 mm ont été utilisés.

La longueur des vis a été déterminée suite au perçage grâce à une jauge de longueur.



Figure 23 : Photographie d'une vis à tête verrouillée Synthes™ de 5,0 mm de diamètre extérieur.

- Dispositif de mise en charge

La mise en charge a été réalisée par une presse électromécanique (MTSTM 10/MH®) équipée d'une cellule de force de 1 kN (Fig. 23).

Le banc de flexion 4 points était constitué :

- d'une barre d'appui supérieure, fixée sur la traverse de la presse et supportant les 2 poinçons intérieurs de la flexion 4 points, écartés de 30 mm (Figure 24).

- d'un étrier permettant la bascule de la barre d'appui supérieure grâce à une liaison avec le pivot (Figure 24).

- d'une barre d'appui inférieure, fixée sur le bâti de la presse et supportant les 2 poinçons extérieurs de la flexion 4 points, écartés de 170 mm (Figure 24).



Figures 24 : Dispositif de mise en charge comprenant le banc de flexion 4 points fixé sous la presse électromécanique MTS.

Les os ont été positionnés sur le banc de flexion, de telle sorte que la face médiale du tibia portant la plaque repose sur les points d'appui extérieurs du dispositif. Les points de contact étaient suffisamment éloignés l'un de l'autre pour permettre un appui sur l'os cortical, à l'extérieur de la zone occupée par la plaque. Les points d'appui intérieurs ont été positionnés sur la face latérale de l'os de part et d'autre de la perte de substance (Figure 25).

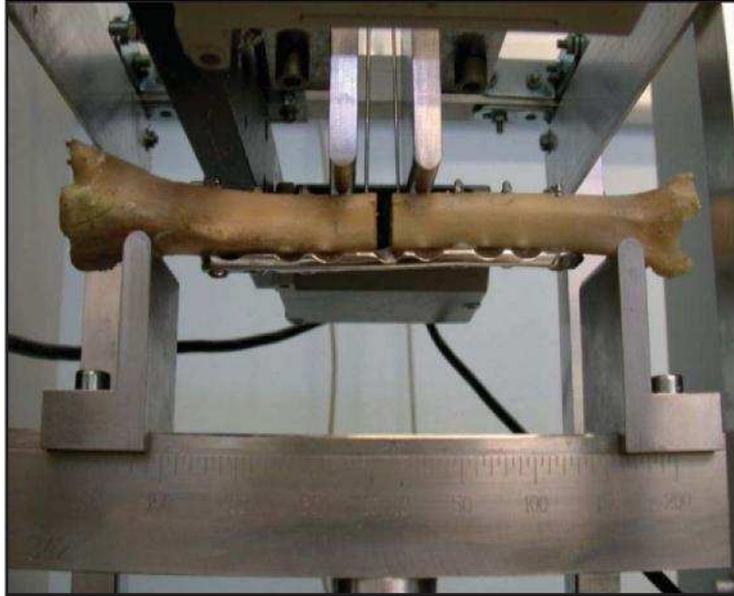


Figure 25 : Tibia appareillé mis en place sur le banc de flexion 4 points.

- Système d'acquisition

L'acquisition des données lors de la mise en charge a été réalisée grâce au logiciel TestWorks® 4.08B (MTS Systems, Ivry sur Seine) enregistrant la force appliquée (en N) et la flèche ou déplacement vertical de la traverse (en mm). La fréquence d'acquisition était choisie égale à 10 Hz. Pour chaque test, la courbe charge-flèche a été enregistrée. Les données fournies par le micromètre laser ont été enregistrées en temps réel via un système d'acquisition PCD-320A® (Kyowa™ Electronic Instrument CO.,LTD) à l'aide d'un logiciel PCD-30A Measurement (Kyowa™ Electronic Instrument CO.,LTD).

- Micromètre laser

Un micromètre laser Keyence™ LS-3100® a été utilisé pour mesurer l'écartement des deux broches placées au préalable, de chaque côté du site d'ostéotomie. Cette mesure permet d'apprécier le déplacement relatif des bouts osseux proximal et distal aux cours des essais. Ce micromètre laser possède une résolution de $0,1 \mu\text{m}$ avec une précision de $\pm 3 \mu\text{m}$ et une étendue de mesure de 0,8 à 60 mm. Il permet d'effectuer des mesures jusqu'à une fréquence de 400 Hz. Il a été positionné de manière horizontale sous contrôle d'un niveau à bulle et fixé sur un support spécifiquement conçu pour cette étude (Figure 26).

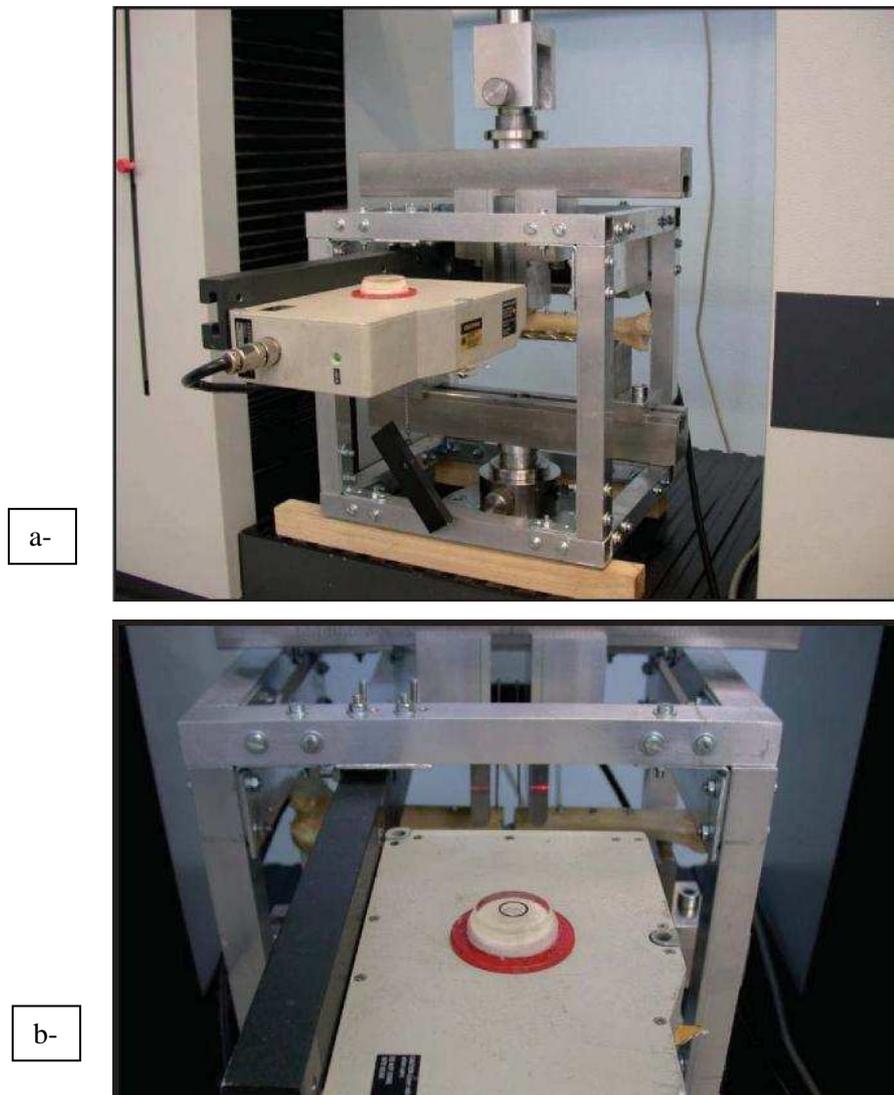


Figure 26 : Positionnement du micromètre laser sur son support spécifique.

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

1.2. Méthodes

L'ensemble du protocole expérimental présenté ici a été validé par le Comité d'Éthique pour l'Expérimentation Animale de la région Midi-Pyrénées.

1.2.1. Mesures morphologiques

La longueur totale et les diamètres crâniocaudal et latéromédial des tibias ont été mesurés *post-mortem* à l'aide d'un pied à coulisse, à l'issue du prélèvement et de la dissection des membres.

La longueur totale a été définie par la longueur entre l'éminence intercondylienne médiale et le bord distal de la malléole médiale.

Les diamètres crâniocaudal et latéromédial ont été définis par le diamètre externe de l'os en regard de la portion située distalement à la plaque.

La longueur libre correspond à la longueur séparant la surface interne des deux socles de résine (cf. infra) et a donc été mesuré après inclusion en résine des os.

1.2.2. Protocole anesthésique

L'induction a été réalisée par injection intraveineuse de 20 mg/kg de thiopental sodique (Nesdonal® Merial™). Après intubation endotrachéale, l'entretien a été effectué avec de l'isoflurane (Isoflurane Belamont®).

L'analgésie peropératoire a été obtenue par injection épidurale de 3 mg/kg de lidocaïne 2% (Xylovet® CEVA™). L'analgésie postopératoire a été obtenue par injection intramusculaire de 2 mg/kg d'acide tolfénamique (Tolfine® Vétoquinol™), avant le réveil anesthésique et pendant chacun des 3 jours postopératoires.

Une antibioprofylaxie a été réalisée par injection intramusculaire de 2 mg/kg de ceftiofur (Excenel® Pfizer™) au moment de l'induction.

1.2.3. Création du modèle de fracture et ostéosynthèse

Les interventions chirurgicales ont été réalisées dans le respect strict des principes de l'asepsie chirurgicale, avec une équipe chirurgicale identique pour toutes les interventions.

Un abord crânio-médial large de la diaphyse tibiale gauche a été pratiqué. Les centres articulaires proximal et distal ont été repérés par arthrocentèse à l'aiguille 23 G. Le milieu du segment joignant ces 2 repères, représentant le site d'ostéotomie choisi, a ensuite été mesuré à l'aide d'une règle stérile et repéré par une incision périostée réalisée au bistouri électrique puis à la scie oscillante. Un marquage longitudinal traversant le site d'ostéotomie a été réalisé sur la corticale caudale à la scie oscillante, afin de vérifier ultérieurement l'absence de rotation du tibia.

Le modelage et le positionnement de la plaque, le modèle de perte de substance et l'ostéosynthèse par vis standard ou vis verrouillées ont été identiques dans les 2 parties de l'étude.

Les trous de vis ont été percés et l'ostéotomie pratiquée sous irrigation continue par une solution isotonique de NaCl 0,9%.

Les longueurs des différentes vis ont été consignées pour chaque trou de plaque et chaque tibia opéré.



Figure 27 : Photographie peropératoire lors de l'ostéotomie tibiale à la scie oscillante, sous irrigation continue (plaque fixée par la vis 1 et basculée crânialement)

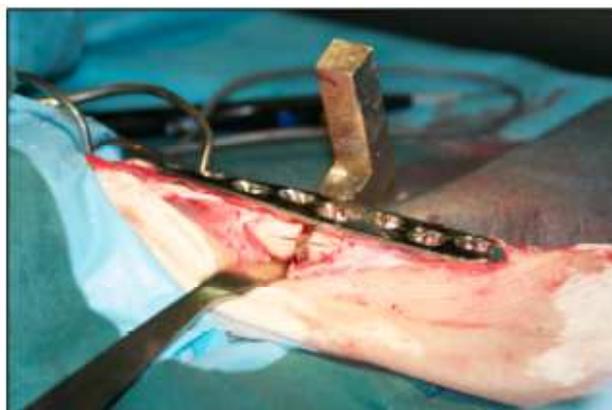


Figure 28 : Photographie après écartement du site d'ostéotomie et plaque fixée sur le tibia



Figure 29 : Photographie du modèle de perte de substance, avec le marquage longitudinal sur la corticale caudale permettant de contrôler l'alignement rotationnel du tibia

Enfin, un surjet simple a permis la fermeture du fascia et du tissu sous-cutané à l'aide de fil tressé résorbable déc. 3,5 (Vicryl® Ethicon™) et celle du tissu cutané à l'aide de fil monofilament irrésorbable déc. 3 (Ethilon® Ethicon™).

1.2.4. Conditions postopératoires

Après nettoyage de la plaie chirurgicale, un pansement liquide vétérinaire a été mis en place, afin de protéger la plaie des contaminations extérieures.

Lors du réveil anesthésique, les brebis ont été immobilisées dans un filet, en appui partiel sur les 4 membres, pendant 12 à 24h : ceci afin d'éviter tout mouvement brutal délétère, avant le réveil complet et la récupération de la motricité des membres pelviens, suite à l'anesthésie épidurale (Figure 30).



Figure 30 : Photographie d'une brebis immobilisée dans un filet en phase postopératoire

Environ 12 à 24h après l'intervention, une résine renforcée avec un rond en aluminium de 6 mm de diamètre a été mise en place sur le membre opéré, sous sédation. Cette résine renforcée, qui englobait les onglons et montait jusqu'en partie proximale du tibia, a été conservée jusqu'à la fin de l'expérimentation (Figure 31).



Figure 31 : Photographie d'une brebis avec une résine renforcée, dans son box

Les brebis ont ensuite été transférées dans des box d'une surface de 2 m², dans lesquels les brebis ont été groupées par 2 et autorisées à se déplacer librement, sans restriction d'appui. La surface limitée de ces box a néanmoins évité toute possibilité de course (Figure 32).

L'analgésie postopératoire a été assurée par injection intramusculaire quotidienne de 2 mg/kg d'acide tolfénamique (Tolfine® Vétoquinol™), pendant 3 jours.

Les brebis ont été nourries pluriquotidiennement avec du foin et un concentré à base de luzerne et ont disposé d'un accès permanent à des abreuvoirs automatiques.

Un cahier d'expérimentation, consignait les examens cliniques et orthopédiques des brebis, les anomalies rencontrées, les traitements éventuels et les résultats d'expérimentation a été tenu à jour.



Figure 32 : Photographie des box d'hébergement des brebis

Les 26 brebis ont été réparties en 2 lots d'animaux euthanasiés à 6 et 12 semaines. L'euthanasie a été effectuée par injection intraveineuse d'un mélange de 10 mL d'embutramide, mébézonium et tétracaine (T61® Intervet™).

1.2.5. Evaluation clinique

Les brebis ont subi un examen clinique quotidien. Des mesures de température rectale, un examen de la région de la résine et un examen orthopédique (évaluation de la boiterie et de l'appui sur le membre opéré) ont été effectués tous les jours la 1ère semaine puis une fois par semaine. Le comportement des animaux, pouvant révéler des signes de douleur, a été observé régulièrement, de même que le statut pondéral de ceux-ci.

1.2.6. Evaluation radiographique

Des radiographies postopératoires du membre opéré, selon des incidences médiolatérale et crâniocaudale, ont été réalisées pour vérification du positionnement des implants, de l'alignement du tibia et de la longueur initiale de l'espace interfragmentaire.

Elles ont été effectuées sur animal en cours de réveil anesthésique (Figure 33).

Sur les animaux du lot 12 semaines, des radiographies de suivi du membre opéré ont été réalisées à 6 semaines postopératoires pour évaluation de la cicatrisation osseuse et du positionnement des implants.

Elles ont été effectuées sur animal sédaté par 0,1 mg/kg de xylazine (Rompun® 2% Solution Injectable Bayer™) injectée par voie intraveineuse. La résine, radiotransparente, a été laissée en place pour la réalisation de ces radiographies.

Des radiographies finales du membre opéré et du membre controlatéral ont été réalisées après euthanasie (6 ou 12 semaines en fonction des lots) et prélèvement du membre, pour évaluation du positionnement des implants.

Enfin, des radiographies ont été réalisées sur les os après dissection et retrait de la plaque afin d'éliminer tout élément susceptible de modifier l'évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse.

Les constantes radiographiques et la distance entre la source de rayons X et la cassette ont été toujours identiques pour toutes les radiographies sur les différents animaux.



Figure 33 : Photographie du positionnement des ovins pendant un examen radiographique

a) décubitus latéral gauche (incidence médiolatérale)

b) animal assis (incidence crâniocaudale)

1.2.7. Evaluation du desserrage des vis

A l'issue du prélèvement des tibias des animaux euthanasiés, le serrage des vis a été contrôlé à l'aide d'un tournevis équipé d'un limiteur de couple à 4 N.m, dans le même ordre que l'insertion des vis. Le resserrage éventuel a été estimé et consigné, en se basant sur une grille d'évaluation semi-quantitative (Tableau 3).

Valeur	Signification
0	aucun resserrage
1	< 1/4 tour
2	1/4 - 1/2 tour
3	> 1/2 tour
4	lâchage de vis

Tableau 3 : Grille d'évaluation semi-quantitative du resserrage des vis

1.2.8. Etalonnage du micromètre laser

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

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

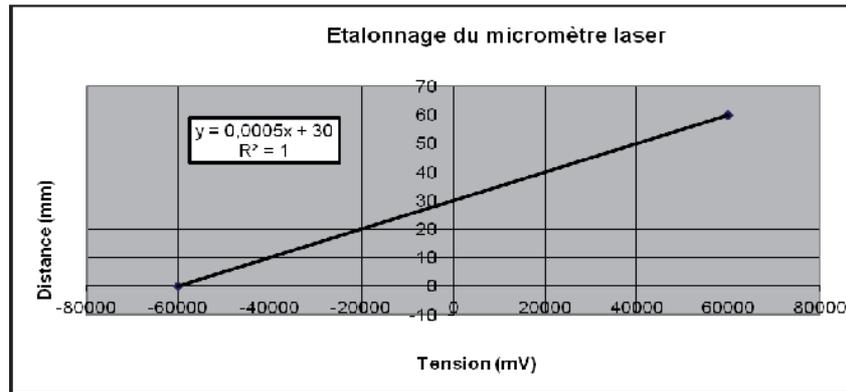


Figure 34 : Courbe distance (mm) en fonction de la tension (mV) d'étalonnage du micromètre laser

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

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

1.2.9. Essais biomécaniques non destructifs ex vivo sur l'os appareillé, le cal osseux et l'os controlatéral en flexion 4 points

Les mesures des propriétés mécaniques des os appareillés ont été effectuées sur os frais immédiatement après euthanasie, pour les animaux des lots 6 et 12 semaines, de même que celles des cals osseux après retrait des implants, pour les animaux du lot 12 semaines.

Les mesures des propriétés mécaniques des os controlatéraux, servant de contrôle, ont été réalisées après décongélation effective à température ambiante (environ 12h après sortie du congélateur).

Les os ont été maintenus hydratés pendant toute la durée des essais biomécaniques, emballés dans des compresses imbibées avec une solution isotonique de NaCl 0,9%.

- Mis en place des deux broches monocorticales

Les broches monocorticales pour mesure du rapprochement interfragmentaire latéral ont été insérées sur les os appareillés, sous contrôle radioscopique, et conservées pour les essais sur cals osseux, après retrait des plaques.

En effet, sur les tibias appareillés, deux broches monocorticales de diamètre 1,5 mm ont été insérées sur la corticale latérale, à proximité du site d'ostéotomie, à l'aide d'un dispositif de guidage spécifique (Figure 35). Ce dispositif a permis d'obtenir un écartement initial des broches d'environ 10 mm. Les broches ont ensuite été sectionnées à 55 mm de la surface de l'os. Un dispositif similaire a été mis en place sur les os controlatéraux.

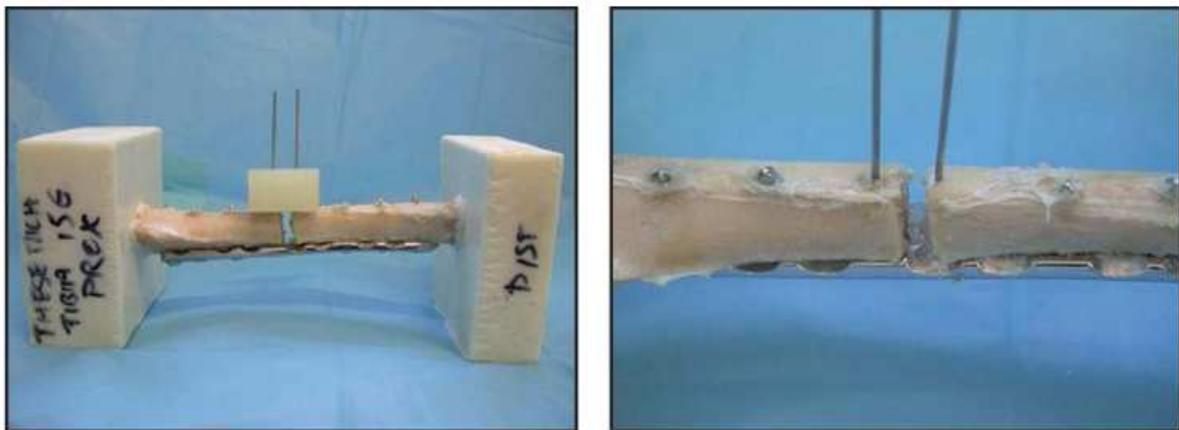


Figure 35 : Photographie de la mise en place des broches de part et d'autre du site d'ostéotomie
Dispositif de guidage pour la visée des broches (à gauche) et broches en place (à droite).

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

La mise en charge a été réalisée par une presse électromécanique (MTSTM 10/MH®) équipée d'une cellule de force de 1 kN (Figure 24).

La presse électromécanique était pilotée en contrôle de déplacement grâce au logiciel TestWorks 4.08B®, à une vitesse de déplacement vertical de 1mm/min.

Avant chaque essai, le contact entre les points de contact internes et la face latérale des tibias a été réalisé, et une précharge de 40 N a été effectuée pour les tibias gauches appareillés et les tibias controlatéraux intacts, et une précharge de 2 N pour les tibias gauches après ablation du

matériel d'ostéosynthèse. Une tare a été réalisée par la presse, à partir de cet état de précharge, déterminant le point zéro de l'essai.

Le protocole comprenait 4 étapes de mise en charge et décharge avec un déplacement vertical à une vitesse de 1 mm/min. La limite de charge pour les tibias gauches appareillés et les tibias droits a été choisie égale à 440 N pour rester dans le domaine des déformations élastiques. Pour les tibias gauches après ablation du matériel d'ostéosynthèse, cette limite a été arbitrairement fixée à 22 N. Entre chaque étape de charge et de décharge, un palier de 5 s d'arrêt de la traverse a été respecté.

- Détermination des paramètres de l'étude

L'interprétation des résultats obtenus passe par le calcul de la raideur (K), de la perte de raideur (Kr), de la pente des courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral (S) et de la déformation interfragmentaire longitudinale latérale (ϵ_{lat}), pour les os appareillés à 6 et 12 semaines et les cals osseux à 12 semaines.

- Raideur extrinsèque en flexion (K) :

La raideur extrinsèque en compression est égale à la pente de la courbe charge (N)-déplacement (m). Pour chaque essai, le calcul de la raideur extrinsèque a été effectué sur la mise en charge du quatrième cycle charge-décharge.

- Perte de raideur extrinsèque (Kr) :

La perte de raideur extrinsèque a été définie par le pourcentage de raideur extrinsèque de l'os appareillé (K os appareillé) ou du cal osseux (K cal osseux) par rapport à celle de l'os controlatéral intact (K os controlatéral), jouant le rôle de témoin. Elle a été obtenue par la formule suivante :

$$Perte\ de\ raideur\ extrinsèque\ Kr(\%) = \frac{K\ os\ controlatéral - K\ os\ appareillé\ ou\ cal\ osseux}{K\ os\ controlatéral} \times 100$$

- Pente des courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral (S) :

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

- Déformation interfragmentaire longitudinale latérale (ϵ_{lat}) :

La déformation interfragmentaire longitudinale latérale est représentée par le rapport du raccourcissement final, c'est-à-dire la distance minimale entre les deux broches lors de la flexion, sur la longueur initiale, c'est-à-dire la distance entre les deux broches sans sollicitation. Elle s'exprime en pourcentage de la longueur initiale.

1.2.10. Analyse statistique

L'analyse statistique des données a été réalisée à l'aide d'un logiciel spécifique (Systat 13[®]).

Elle a consisté en des comparaisons par ANOVA pour déterminer d'éventuelles différences des paramètres morphologiques et mécaniques entre les tibias controlatéraux, les os appareillés et les cals osseux du groupe contrôle et du groupe expérimental, pour les lots 6 et 12 semaines postopératoires.

En cas de détection de différence significative par l'ANOVA, elle a été suivie d'un post hoc de Tukey. Le seuil de significativité a été fixé à 0,05 ($p < 0,05$).

Enfin, un Chi2 a été effectué pour comparer le resserrage des vis entre le groupe contrôle et le groupe expérimental, pour les lots à 6 et 12 semaines postopératoires, ou un Chi2 de Yates lors d'effectifs inférieurs à 5.

2. Résultats

2.1. Complications des ostéosynthèses

Sur les 26 ovins opérés, 25 ont été inclus dans l'étude.

Une brebis du groupe vis standard du lot 6 semaines a été exclue pour cause d'ostéomyélite sévère avec séquestre autour du trou de vis n°1 et n°3. Cette affection a été diagnostiquée sur la base de clichés radiographiques et confirmée après prélèvement et dissection du membre (Figure 36).

Les données portent donc sur 11 tibias appareillés (et 11 calcs osseux) à 6 semaines postopératoires et 14 tibias appareillés (et 14 calcs osseux) à 12 semaines postopératoires.

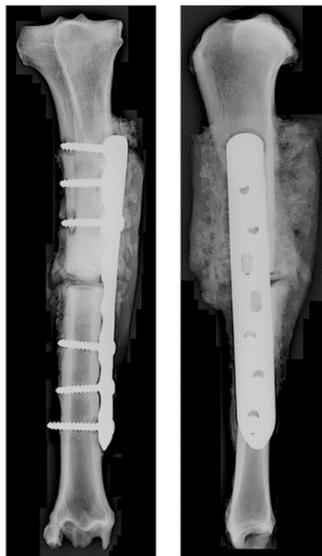


Figure 36: Radiographies de face et de profil illustrant l'ostéomyélite survenue sur nu tibia appareillé à 6 semaines postopératoires

2.2 Caractéristiques morphologiques des tibias

Aucune différence significative concernant les différents paramètres morphologiques mesurés à 6 et 12 semaines postopératoires n'a été mise en évidence entre les 2 groupes appareillés et les os controlatéraux (Tableaux 4 et 5). La seule différence à 6 semaines a concerné les diamètres qui ont été significativement inférieurs pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard, mais pas significativement différents entre les 2 groupes d'os

appareillés. A 12 semaines, les diamètres ont été significativement inférieurs pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard et pour les os appareillés avec vis verrouillées par rapport aux os appareillés avec vis standard.

Ainsi, pour le lot 6 semaines, les ANOVA n'ont révélé aucune différence significative entre ces 3 groupes pour la longueur totale et la longueur libre. Le diamètre crâniocaudal a été significativement inférieur pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard ou verrouillées. Le diamètre latéromédial a été significativement inférieur pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard ou verrouillées. Les diamètres crâniocaudal et latéromédial n'ont pas été significativement différents entre les 2 groupes d'os appareillés.

Pour le lot 12 semaines, les ANOVA n'ont révélé aucune différence significative entre ces 3 groupes pour la longueur totale et la longueur libre. Le diamètre crâniocaudal a été significativement inférieur pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard ou verrouillées. Il a aussi été significativement inférieur pour les os appareillés avec vis verrouillées par rapport aux os appareillés avec vis standard. Le diamètre latéromédial a été significativement inférieur pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard ou verrouillées. Il a aussi été significativement inférieur pour les os appareillés avec vis verrouillées par rapport aux os appareillés avec vis standard.

	Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux	Analyse statistique
Longueur totale	244,6 ± 10,31 mm	245,67 ± 13,40 mm	240,36 ± 11,24 mm	p=0,626
Longueur libre	162,9 ± 1,19 mm	163,5 ± 0,63 mm	163,27 ± 1,19 mm	p=0,656
Diamètre crâniocaudal	16,90 ^a ± 1,60 mm	17,50 ^b ± 1,18 mm	14,91 ^{a, b} ± 0,58 mm	a : p=0,006 b : p<0,001 p=0,615
Diamètre latéromédial	21,70 ^c ± 1,04 mm	22,5 ^d ± 1,55 mm	18,36 ^{c, d} ± 0,84 mm	c, d : p<0,001 p=0,472

Tableau 4 : Caractéristiques morphologiques (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 6 semaines postopératoires

(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

	Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux	Analyse statistique
Longueur totale	251,71 ± 6,95 mm	249,00 ± 7,05 mm	245,71 ± 6,72 mm	p=0,173
Longueur libre	163,14 ± 1,68 mm	163,43 ± 1,74 mm	162,93 ± 0,94 mm	p=0,731
Diamètre crâniocaudal	17,29 ^{a, b} ± 1,08 mm	15,93 ^{b, c} ± 0,84 mm	14,89 ^{a, c} ± 0,68 mm	a : p<0,001 b : p=0,014 c : p=0,032
Diamètre latéromédial	22,00 ^{d, e} ± 1,83 mm	20,00 ^{e, f} ± 1,00 mm	18,50 ^{d, f} ± 0,96 mm	d : p<0,001 e : p=0,015 f : p=0,037

Tableau 5 : Caractéristiques morphologiques (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 12 semaines postopératoires

(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

2.3. Evaluation du desserrage des vis

Les données ont porté sur 11 tibias appareillés à 6 semaines postopératoires et 13 tibias appareillés à 12 semaines postopératoires, les données d'un des tibias à 12 semaines étant manquantes (Tableau 3 et Figure 37).

Nous avons observé 3 lâchages de vis par résorption de l'os autour du trou de vis sur les radiographies et lors de la dissection des tibias. Dans chaque cas, cela a concerné seulement le trou de vis n°1 (le plus proximal) et uniquement des vis standard appartenant à des montages du lot 6 semaines.

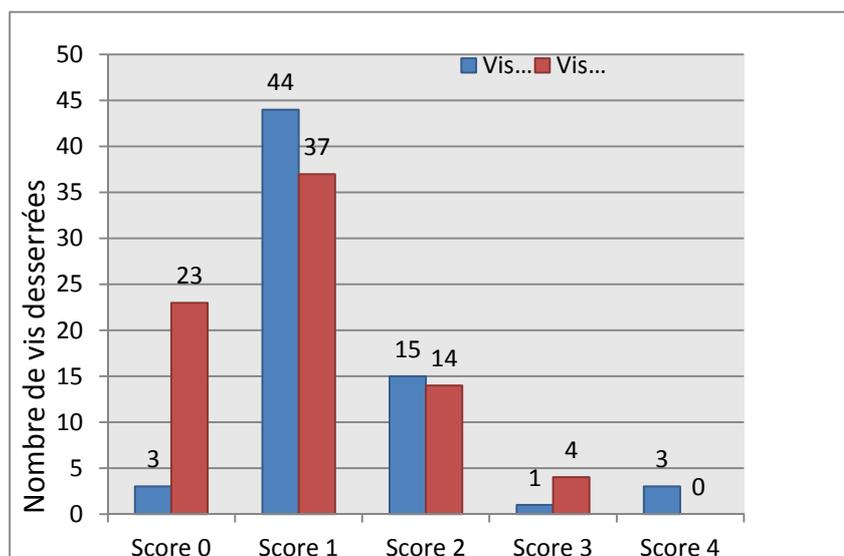


Figure 37: Histogramme comparant les scores de resserrage des vis pour les différents groupes, à 6 et 12 semaines postopératoires

La comparaison du nombre de vis resserrées entre les 2 groupes, quel que soit le score de resserrage et en groupant les lots 6 et 12 semaines, a montré un nombre de vis resserrées plus élevé pour le groupe vis standard (n = 63) que pour le groupe vis verrouillées (n = 55). Cette différence a été statistiquement significative (p<0,05).

L'analyse score par score, en groupant les lots 6 et 12 semaines, a révélé que le nombre de vis standard avec un score de 0 (n = 3) a été significativement inférieur à celui de vis verrouillées (n =23) (p<0,05). Le nombre de vis standard avec un score de 1 (n = 44) a été significativement supérieur à celui de vis verrouillées (n =37) (p<0,05).

Pour les scores 2,3 et 4, il n'y avait pas de différence significative entre les 2 groupes (p>0,05). Pourtant, seules les vis standard ont présenté des scores de 4, mais avec un effectif réduit (n = 3).

2.4. Propriétés mécaniques des tibias en flexion 4 points.

2.4.1. Evaluation qualitative

Les courbes de charge en fonction de la flèche pour les os appareillés et controlatéraux et les cals osseux ont été très linéaires, après une éventuelle phase de fin de précharge initiale. Leur coefficient de corrélation linéaire R^2 a ainsi été très proche de 1. Le calcul de la pente de ces courbes, correspondant à la raideur en flexion, a donc été relativement aisé (Figure 38). Il en a été de même pour les courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral en compression (Figure 39).

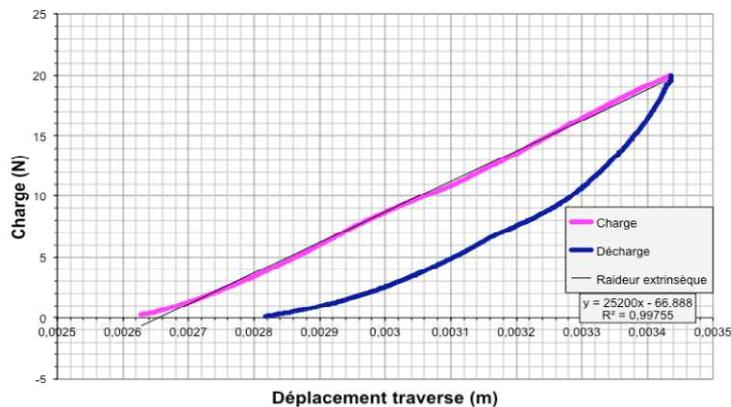


Figure 38 : courbes de charge en fonction de la flèche lors d'essais en flexion 4 points sur un cal osseux

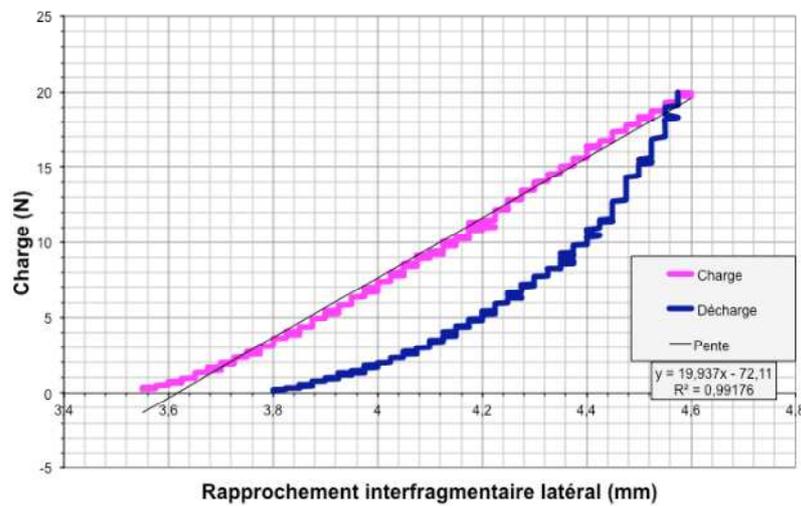


Figure 39 : courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral lors d'essais en flexion 4 points sur un cal osseux

Concernant le lot d'animaux à 12 semaines de cicatrisation, on a remarqué que certains os appareillés et certains cals osseux avaient récupéré une raideur équivalente, voire supérieure à celle de l'os controlatéral sain, se traduisant par une perte de raideur proche de 0 ou négative. Ainsi, un tibia appareillé avec vis verrouillées a présenté une perte de raideur de 3,00% et un autre de -22,96% en flexion.

Des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis verrouillées ont présenté une perte de raideur de -10,70% et 5,53%, alors qu'un seul cal osseux du groupe vis standard a présenté une perte de raideur de -5,58%.

2.4.2 Évaluation quantitative des os appareillés et des os controlatéraux en flexion à 6 semaines.

En flexion 4 points, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées, mais aucune différence significative n'a été notée entre les raideurs ou les pertes de raideurs des groupes vis standard et vis verrouillées (Tableau 6).

De même, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral et la déformation longitudinale interfragmentaire latérale n'ont pas présenté de différence significative entre les 2 groupes (Tableau 7).

Au final, aucune différence significative des propriétés mécaniques globales (K et K_r) et locales (S et ϵ_{lat}) n'a été mise en évidence entre les groupes vis standard et vis verrouillées à 6 semaines postopératoires.

	Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux	Analyse statistique
K (N/m)	302369,76 ^a ± 51788,66	306195,14 ^b ± 43311,52	833374,26 ^{a,b} ± 112744,63	a, b : p<0,001 p=0,997
Kr (%)	62,63 ± 5,91	63,85 ± 2,55	/	p=0,657

Tableau 6 : raideur K et perte de raideur Kr (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 6 semaines (des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

	Vis corticales standard	Vis verrouillées	Analyse statistique
S	294,74 ± 46,22 N/mm	278,86 ± 36,73 N/mm	p=0,540
ε_{lat}	16,15 ± 2,29%	16,29 ± 2,41%	p=0,923

Tableau 7 : pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales ε_{lat} (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés à 6 semaines

2.4.3 Évaluation quantitative à 12 semaines

L'analyse statistique de la comparaison des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral (S) des os appareillés et des cals entre les 2 groupes, en flexion et en compression, a porté sur un nombre inférieur de spécimens que le nombre total de spécimens de chaque groupe (n=7). En effet, les courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral n'ont été interprétables que pour certains spécimens. Pour les autres, les mouvements interfragmentaires latéraux ont été extrêmement faibles, d'où un rapprochement interfragmentaire quasiment nul et l'impossibilité de calculer la pente S. Ainsi, en flexion, seuls 4 os appareillés avec vis verrouillées ainsi que 6 cals obtenus par vis standard et 4 cal obtenus par vis verrouillées ont été inclus. En compression axiale, seuls 4 os appareillés avec vis verrouillées ainsi que 5 cal obtenus par vis standard et 1 cal obtenu par vis verrouillées ont été inclus.

C'est également la raison pour laquelle, l'analyse statistique de la comparaison des pentes courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral en compression des cals entre les 2 groupes n'a pu être réalisée. En effet, pour 6 spécimens du groupe vis verrouillées, le rapprochement interfragmentaire a été quasiment nul, en relation avec une raideur globale du cal élevée et significativement supérieure à celle du cal obtenu avec les vis standard.

- Flexion des os appareillés et os controlatéraux :

En flexion 4 points, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées et les os appareillés avec vis verrouillées ont présenté une raideur significativement plus élevée de 75,7% que ceux appareillés avec vis standard (Tableau 8 et Figure 40). La perte de raideur des os appareillés avec vis verrouillées a été significativement inférieure de 59,0% à celle des os appareillés avec vis standard (Figure 40).

La déformation longitudinale interfragmentaire latérale des os appareillés avec vis verrouillées a été significativement inférieure de 73,8% à celle des os appareillés avec vis standard (Figure 41).

En revanche, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral n'a pas présenté de différence significative entre les 2 groupes (Tableau 9).

	Vis corticales standard		Vis verrouillées		Os controlatéraux	Analyse statistique
	Os appareillés	Cals osseux	Os appareillés	Cals osseux		
K (N/m)	367577,40 ^{a, b} ± 177633,12	43256,07 ^{d, e} ± 45961,33	645740,10 ^{a, c} ± 272456,23	206159,96 ^{e, f} ± 153845,91	885467,28 ^{b, c, d, f} ± 127459,34	a : p=0,024 b : p<0,001 c : p=0,025 d, f : p<0,001 e : p=0,047
Kr (%)	60,53 ^g ± 14,78	95,63 ^h ± 4,25	24,82 ^g ± 29,40	76,86 ^h ± 17,14	/	g : p=0,014 h : p=0,016

Tableau 8 : raideur K et perte de raideur Kr (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux et des cals osseux à 12 semaines (des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes

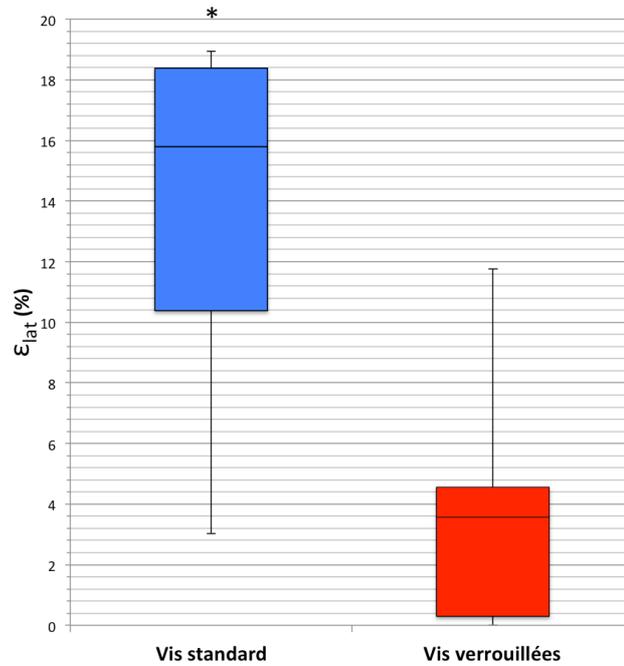


Figure 41 : comparaison des os appareillés avec vis standard et ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour la déformation interfragmentaire longitudinale latérale en flexion

- Flexion des cals osseux et os controlatéraux :

Les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les cals osseux obtenus avec vis standard et vis verrouillées et les cals obtenus par ostéosynthèse avec vis verrouillées ont présenté une raideur significativement plus élevée de 376,6% que ceux obtenus avec vis standard (Figure 42).

La perte de raideur des cals avec vis verrouillées a été significativement inférieure de 19,6% à celle des cals avec vis standard (Figure 42).

En outre, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral des cals avec vis verrouillées a été significativement supérieure de 766,8% à celle des cals avec vis standard et la déformation longitudinale interfragmentaire latérale significativement inférieure de 89,0% (Figure 43).

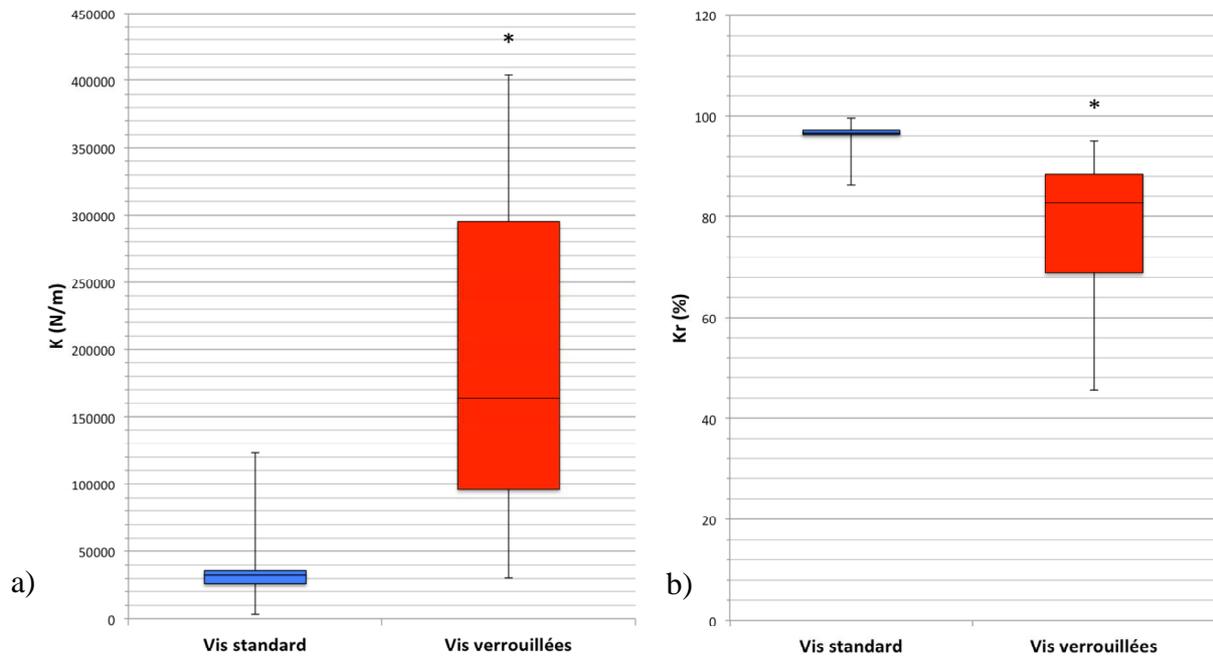


Figure 42 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour :
 a) raideur en flexion
 b) perte de raideur en flexion

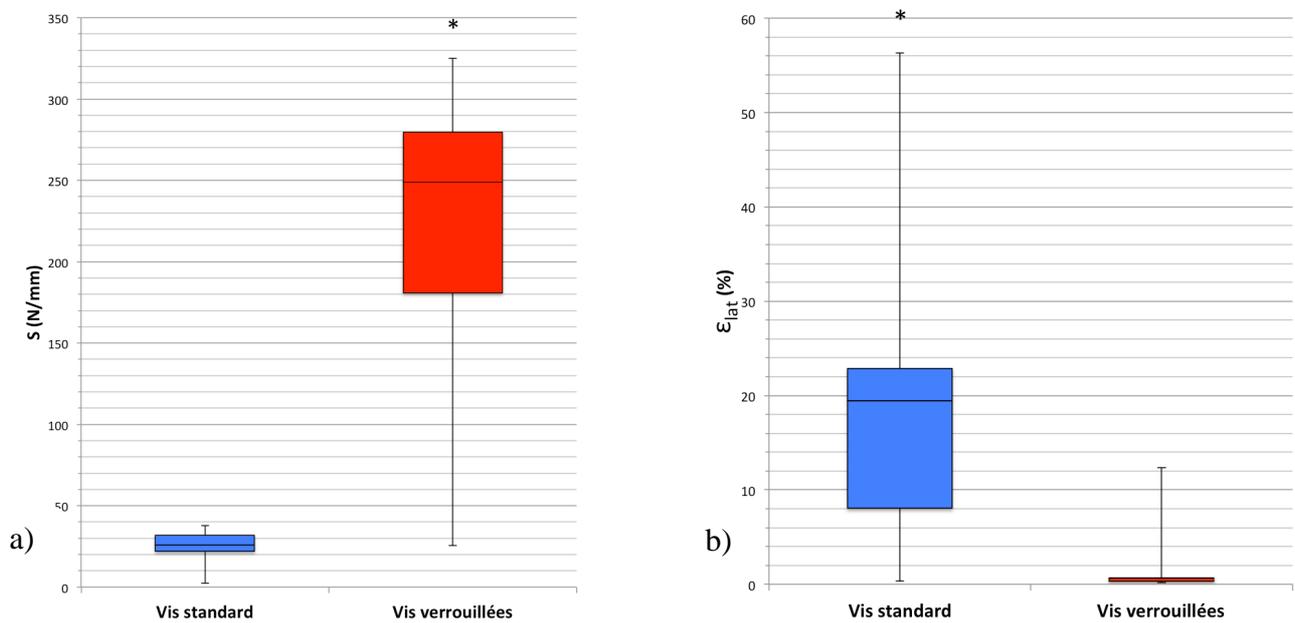


Figure 43 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et avec vis verrouillées à 12 semaines pour :
 a) pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral en flexion
 b) déformation interfragmentaire en flexion

Au final, concernant les os appareillés, les seules différences significatives ont été les suivantes :

- une supériorité significative des propriétés mécaniques globales (K et Kr) et une infériorité significative de la déformation longitudinale interfragmentaire latérale en flexion du groupe vis verrouillées.

Concernant les cals osseux, les seules différences significatives ont été les suivantes :

- une supériorité significative des propriétés mécaniques globales et de la "raideur locale" du groupe vis verrouillées en flexion,

- une infériorité significative de la déformation interfragmentaire du groupe vis verrouillées en flexion.

2.4.4. Evolution des propriétés mécaniques des spécimens en flexion au cours du temps

- Propriétés mécaniques des os controlatéraux entre T0, 6 et 12 semaines

Les propriétés mécaniques globales (raideurs) des os controlatéraux n'ont pas été statistiquement différentes pour les différents lots de temps (T0, 6 et 12 semaines) en flexion.

- Propriétés mécaniques des os appareillés entre T0 et 6 semaines :

L'analyse statistique des propriétés mécaniques globales (K et Kr) et locales (S et ϵ_{lat}) des os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées au cours du temps a révélé des valeurs non significativement différentes entre T0 et 6 semaines, en flexion.

En revanche, entre 6 et 12 semaines, une nette augmentation des propriétés mécaniques globales et locales des os appareillés a été observée, particulièrement de ceux appartenant au groupe vis verrouillées.

- Propriétés mécaniques des os appareillés avec vis standard entre 6 et 12 semaines :

La comparaison des raideurs entre 6 et 12 semaines, pour les os appareillés avec vis standard, n'a révélé aucune différence significative en flexion.

Aucune différence significative des pertes de raideur n'a été révélée, en flexion.

De même, aucune différence significative des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral n'a été révélée en flexion.

Enfin, aucune différence significative des déformations longitudinales interfragmentaires latérales n'a été révélée en flexion.

- Propriétés mécaniques des os appareillés avec vis verrouillées entre 6 et 12 semaines :

En revanche, pour les os appareillés avec vis verrouillées, les ANOVA ont révélé une augmentation significative de la raideur en flexion de 110,9% entre 6 et 12 semaines.

Une diminution significative de la perte de raideur, de 61,1% en flexion a été observée.

Une très forte augmentation significative de la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral de 170,4% en flexion a été observée.

Enfin, une très importante diminution significative des déformations longitudinales interfragmentaires latérales, de 78,1% en flexion a été notée.

Au final, entre 6 et 12 semaines, aucune modification significative des propriétés mécaniques des os appareillés avec vis standard n'a pu être observée en flexion.

En revanche, pour les os appareillés avec vis verrouillées, tous les paramètres biomécaniques évalués ont subi des modifications significatives :

- augmentation de raideur en flexion,
- diminution de perte de raideur en flexion,
- augmentation de pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral en flexion,
- diminution des déformations longitudinales interfragmentaires latérales en flexion

		Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux
6 semaines	K (N/m)	302369,76 ± 51788,66	306195,14 ^b ± 43311,52	833374,26 ± 112744,63
	Kr (%)	62,63 ± 5,91	63,85 ^d ± 2,55	/
12 semaines	K (N/m)	367577,40 ± 177633,12	645740,10 ^{a, b} ± 272456,23	885467,28 ± 127459,34
	Kr (%)	60,53 ± 14,78	24,82 ^{c, d} ± 29,40	
Analyse statistique		K : p=0,435 Kr : p=0,783	K : p=0,986 a : p=0,010 b : p=0,007 Kr : p=0,728 c : p=0,027 d : p=0,005	K : p=0,135

Tableau 10 : évolution des raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne +/- écart-type) en flexion 4 points des tibias appareillés et controlatéraux.

		Vis corticales standard	Vis verrouillées
6 semaines	S (N/mm)	294,74 ± 46,22	278,86 ^b ± 36,73
	ε_{lat} (%)	16,15 ± 2,29	16,29 ^d ± 2,41
12 semaines	S (N/mm)	546,08 ± 621,99	754,13 ^{a, b} ± 355,45
	ε_{lat} (%)	13,61 ± 6,01	3,57 ^{c, d} ± 4,15
Analyse statistique		S : p=0,404 ε _{lat} : p=0,581	S : a : p=0,004 b : p=0,003 ε _{lat} : p=0,972 c, d : p<0,001

Tableau 11 : évolution des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales ε_{lat} (moyenne +/- écart-type) en flexion 4 points des tibias appareillés (des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

3. Discussion

3.1. Éléments de matériels et méthodes

3.1.1. Conditions postopératoires et reprise d'appui sur le membre

Les ovins ont été placés dans des conditions de reprise d'appui rapide sur le membre opéré, dans un environnement de surface restreinte autorisant des déplacements libres - comme la marche - mais ne permettant pas d'activité physique telle que la course.

Cela a simulé les conditions postopératoires généralement appliquées aux carnivores domestiques, à savoir une reprise d'appui précoce associée à une activité physique limitée et contrôlée.

Malheureusement, le comportement des herbivores comme les ovins de l'étude diffère de celui des carnivores. Les ovins présentent un comportement de proie et sont capables de mouvements excédants largement le seuil de tolérance des implants lors de situation de peur, par exemple.

Les complications rencontrées lors de l'étude préliminaire, avec plaques LCP® larges pour vis de 3,5 mm, nous ont amenés à renforcer la fixation par des plaques surdimensionnées et à protéger partiellement la fixation par l'application d'une résine renforcée.

La résine n'a pas permis une contention complète du tibia, puisque pour remplir pleinement sa fonction, il aurait fallu qu'elle contienne l'articulation proximale en plus de l'articulation distale. Or, le grasset de la brebis ne peut être immobilisé par une résine, pour des raisons essentiellement anatomiques.

En outre, une phase d'acclimatation et de socialisation des brebis a été réalisée pendant 2 semaines avant l'expérimentation, afin d'habituer les animaux à leur environnement d'hébergement, à la présence et au contact des membres de l'équipe.

Pour des raisons techniques et pour assurer une certaine mise en charge du membre opéré, nous avons choisi la contention incomplète par résine renforcée plutôt que la suspension des brebis, permettant de limiter l'appui des membres ou d'interdire leur couchage, comme cela a été utilisé dans certaines études sur ovins [176-178].

3.1.2. Configuration des montages verrouillés

L'espace entre la plaque et l'os sous-jacent et le modelage des plaques verrouillées est susceptible d'influencer les résultats. Nous avons choisi de positionner les plaques au contact de l'os et de les modeler à l'identique, pour les 2 types de vis testées, afin de standardiser leur mise en place et de comparer uniquement l'effet du verrouillage, alors que les recommandations concernant les plaques verrouillées conseillent un écart de la plaque par rapport à l'os sous-jacent et précisent que leur modelage n'est pas nécessaire.

Ahmad ayant montré que l'écartement de 2 mm n'avait pas de conséquences mécaniques statistiquement significatives en torsion et compression, on peut se demander si les résultats des propriétés mécaniques des os appareillés par montages verrouillés auraient été modifiés par l'écartement de la plaque [157].

En revanche, l'écartement de la plaque aurait peut-être induit des différences des résultats biomécaniques des cals à 6 et 12 semaines plus marquées que celles que nous avons observées. En effet, il a été montré une amélioration de la circulation sanguine en présence d'un écart os-plaque supérieur à 1 mm [160] et nous avons précédemment expliqué la rôle crucial de la vascularisation sur la cicatrisation osseuse. L'écartement de la plaque aurait ainsi éventuellement pu avoir un rôle sur la qualité et la vitesse de formation des cals osseux.

3.1.3. Etude de la méthodologie des essais biomécaniques

3.1.3.1. *Essais biomécaniques sur les cals osseux*

Alors que des essais biomécaniques ont été effectués sur les cals osseux obtenus 12 semaines après ostéosynthèse (après retrait de la plaque et des vis), il a volontairement été décidé de ne pas pratiquer de même sur les cals osseux à 6 semaines.

En effet, le degré de minéralisation des cals et leurs propriétés mécaniques étant très faibles, un fort risque de destruction des cals aurait été à prévoir.

D'autre part, la pertinence clinique des informations fournies par les propriétés mécaniques des cals à 6 semaines aurait été assez limitée. En clinique, aucune fracture comminutive équivalente à celle utilisée dans notre modèle n'aurait été cicatrisée à 6 semaines.

Le seul intérêt de connaître ces données aurait donc été plutôt fondamental, pour la compréhension de la consolidation osseuse.

Ainsi, tous les essais mécaniques effectués sur les tibias gauches des animaux du lot 6 semaines ont été effectués sur os appareillés et os controlatéraux uniquement.

3.1.3.2. Conditions de conservation des spécimens

Pour cette étude, nous avons fait appel à des os frais, conservés sous couvert d'hydratation et traités directement après prélèvement, afin d'éviter leur déshydratation et de limiter l'autolyse cellulaire.

Les os controlatéraux ont été congelés à une température de -24°C immédiatement après avoir été prélevés puis chaque tibia a été décongelé sur environ 12h, à température ambiante, juste avant l'essai.

3.2. Interprétation des résultats

3.2.1. Caractéristiques morphologiques des tibias

La variabilité des caractéristiques morphologiques a été assez réduite, ce qui est lié à la randomisation et à la sélection d'animaux de gabarits similaires.

Nous devons souligner que les mesures de longueur totale des os appareillés ont été effectuées en présence de la perte de substance de 5 mm, alors que pour les os controlatéraux, cette perte de substance n'a pas été présente. Néanmoins, la longueur totale des os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées et celle des os controlatéraux n'ont pas présenté de différence significative. En outre, l'objet de notre étude consistant principalement en la comparaison du groupe vis standard avec le groupe vis verrouillées et les longueurs totales des tibias de ces 2 groupes ayant été mesurées avec la même perte de substance, une éventuelle différence de longueur par rapport aux os controlatéraux n'aurait pas eu de conséquence sur la comparaison des 2 groupes.

D'autre part, les mesures de diamètre crâniocaudal et latéromédial des os controlatéraux ont été effectuées en regard de l'isthme tibial médio-diaphysaire, alors que pour les os appareillés, elles ont été effectuées en regard de l'isthme tibial distal à la plaque, puisque l'isthme tibial médio-diaphysaire a été occupé par le cal osseux. Cela explique l'infériorité significative des diamètres des os controlatéraux par rapport aux os appareillés.

3.2.2. Evaluation du desserrage des vis

Les vis standard et verrouillées ayant toutes été serrées avec le même tournevis limiteur de couple à 4 N.m lors de l'ostéosynthèse, la possibilité de resserrage des vis, après le prélèvement des tibias, a signifié qu'un desserrage des vis aurait pu survenir au cours des 6 ou 12 semaines de l'expérimentation.

Les mesures semi-quantitatives effectuées sur les os appareillés à 6 et 12 semaines ont révélé le desserrage d'un nombre élevé de vis. Cela est lié à l'existence d'un cyclage appliqué sur les montages pendant 6 ou 12 semaines, par l'appui répété sur le membre opéré, lié aux déplacements des ovins dans leur box.

Les vis standard ont présenté un nombre significativement plus élevé de vis desserrées que les vis verrouillées, bien qu'elles aient toutes 2 été insérées avec le même couple de serrage de 4 N.m.

Un tel desserrage de vis corticales standard a déjà été observé et quantifié dans une étude *in vivo* faisant appel à des plaques DCP® appareillant un modèle d'ostéotomie du radius ovin, le desserrage ayant été observé au cours du 1er mois postopératoire [179].

Il aurait été lié au cyclage appliqué sur les os appareillés, par l'appui répété sur le membre [180]. D'autre part, la différence de desserrage observée entre les 2 types de vis aurait pu être liée à la nature et à la répartition des contraintes exercées sur celles-ci.

Lors de fixation verrouillée, les forces de cisaillement engendrées par la charge axiale sur l'os se traduisent en forces de compression sur les vis et l'os, perpendiculaires au grand axe des vis verrouillées et qui sont réparties sur toute la longueur des vis [125]. Ainsi, les forces de cisaillement exercées sur les vis verrouillées n'induisent pas leur "débricolage", comme dans le cas des vis standard [127]. En outre, l'interface entre les vis et l'os présente une taille supérieure à celle des vis standard, ce qui diminue les contraintes appliquées pour une force de même intensité, et la répartition des contraintes au sein d'une même vis et entre les vis d'un même

fragment est plus uniforme [59,128]. Cela évite des concentrations de contraintes sur une seule vis [129] et par voie de conséquence diminue les risque de desserrage.

Les résultats de l'évaluation du desserrage des vis ont donc montré que la stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées a été supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard.

A notre connaissance, il n'existe aucune étude comparant le desserrage des vis de montages conventionnels et de montages verrouillés, afin de comparer nos résultats.

Des lâchages de vis, avec résorption osseuse autour du trou de vis dans l'os, ont également été observés radiographiquement et confirmés lors de la dissection des tibias. Ces 3 lâchages ont affecté uniquement des vis standard insérées dans le trou le plus proximal de la plaque. Leur localisation paraît cohérente avec la démonstration, par des modèles informatiques, que les vis situées aux extrémités des plaques sont les plus fortement sollicitées par le transfert des charges liées à l'appui du membre, d'un fragment osseux à l'autre, au travers d'un montage pontant mécaniquement une perte de substance [181,182].

L'observation de la survenue de lâchages uniquement sur des vis standard pourrait s'expliquer de la façon suivante. Sous l'effet d'une charge axiale, si l'intensité des forces de cisaillement appliquées sur les vis standard dépasse celle des forces de friction entre la plaque et l'os ou la résistance en cisaillement de l'os, une bascule des vis peut survenir. Les micro-mouvements induits conduisent à une résorption osseuse autour du trajet de la vis et, à terme, à son lâchage [59,124]. Au contraire, lors de fixation verrouillée, les forces de cisaillement exercées sur les vis verrouillées n'induisent pas leur "débricolage" et bascule [127], comme expliqué précédemment, d'autant plus que leur diamètre supérieur à celui des vis standard, leur confère une résistance en flexion et cisaillement plus élevée [59,128].

3.2.3 Propriétés mécaniques des spécimens à 6 et 12 semaines post-opératoires.

A 6 semaines postopératoires, aucune différence significative des propriétés mécaniques globales (K et Kr) et locales (S et ϵ_{lat}) n'a été mise en évidence entre les groupes vis standard et vis verrouillées. En revanche, à 12 semaines, concernant les os appareillés par montages verrouillés, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales et locales et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en flexion ont été mises en évidence.

Concernant les cals osseux, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales du groupe vis verrouillées a été révélée en flexion. En outre, une supériorité significative de la "raideur locale" et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire du groupe vis verrouillées a été observée en flexion.

Ainsi, l'utilisation de vis verrouillées avec des plaques LCP® a-t-elle conduit à la formation de cals osseux dotés de propriétés mécaniques globales et locales significativement supérieures à celles des cals obtenus avec vis standard, à 12 semaines. Les différences de raideur de ces cals ont pu, à cause de leur contribution à la raideur des os appareillés, expliquer les différences de propriétés mécaniques des os appareillés constatées à 12 semaines.

Bien que les propriétés mécaniques globales et locales des plaques avec vis standard ou vis verrouillées aient été statistiquement équivalentes à 6 semaines, la différence des propriétés mécaniques observée à T0 pourrait expliquer l'évolution significativement plus favorable de la cicatrisation obtenue grâce aux vis verrouillées, T0 correspondant à une étude préliminaire à la notre avec la pose de plaque LCP sur des tibia ex-vivo et la mesure des mêmes paramètres sur ces mêmes tibias ne possédant aucune cicatrisation [158]. A T0, nous avons pu observer une raideur des os appareillés du groupe vis corticales standard inférieure à celle des os appareillés du groupe vis verrouillées et une perte de raideur supérieure, bien qu'aucune différence significative n'ait pu être mise en évidence, probablement par manque d'individus présents dans chaque groupe de traitement.

Ainsi, l'influence de la raideur de la plaque a été montrée sur des modèles d'ostéotomie médio-diaphysaires fémorales chez le chien. La raideur en flexion de cals obtenus par ostéosynthèse avec une plaque conventionnelle présentant une raideur axiale moindre a été significativement supérieure à celle mesurée lors d'utilisation d'une plaque plus raide [91].

Néanmoins, l'effet bénéfique d'une fixation flexible serait valable uniquement pour des écarts interfragmentaires limités car l'effet bénéfique de mouvements interfragmentaires plus élevés dépendrait de la taille de l'écart interfragmentaire [27,37,38,43–45,94]. Il semblerait qu'un écart interfragmentaire de 6 mm représente la limite maximale au delà de laquelle cet effet bénéfique disparaît et la cicatrisation devient plus difficile à obtenir [27,38,43,45].

Compte-tenu de la longueur de 5 mm de la perte de substance, l'écart interfragmentaire créé dans notre étude se situerait en deçà de cette valeur limite.

Les propriétés mécaniques des montages verrouillés à T0 auraient donc permis de générer un environnement biomécanique initial plus favorable à la cicatrisation que les montages conventionnels. Cette influence aurait pu être d'autant plus grande que l'orientation de l'évolution future de la vitesse de cicatrisation semble déterminée très précocement par la direction et l'intensité des déformations interfragmentaires initiales [52–55,62]. Enfin, l'absence de compression périostée inhérente au mécanisme de verrouillage des plaques verrouillées, contrairement aux plaques conventionnelles, pourrait également expliquer partiellement les différences de propriétés mécaniques des cals entre les 2 groupes.

Comme nous l'avons vu en partie 1, les plaques LCP® ont été conçues pour préserver la vitalité osseuse sans compromis par rapport aux propriétés mécaniques attendues pour tout implant interne [23,124–126]. L'absence d'écrasement périosté pourrait limiter les lésions de la vascularisation périostée et cet environnement périfracturaire biologique favorable pourrait conduire à la formation de cals mécaniquement supérieurs à ceux obtenus avec les plaques conventionnelles, au moins sur la corticale où se situe la plaque.

La littérature ne comporte, à notre connaissance, aucune étude des modifications de la vascularisation périostée induite par un positionnement d'une plaque verrouillée au contact de la surface de l'os, qui pourrait étayer notre hypothèse. La seule étude existante, sur l'influence de l'écart entre une plaque et l'os sous-jacent, a montré une amélioration de la circulation sanguine en présence d'un écart os-plaque supérieur à 1 mm.

Il n'existe aucune autre étude expérimentale comparant la cicatrisation induite par ostéosynthèse avec plaques conventionnelles ou verrouillées sur un modèle de perte de substance médio-diaphysaire. Les seules études comparatives *in vivo* portent sur des modèles d'ostéotomie oblique médio-diaphysaire fixée par vis de traction [178,183]. Or il est admis que la cicatrisation osseuse lors de fracture réduite avec contact des abouts diffère considérablement de la cicatrisation osseuse lors de perte de substance [20,23]. Il est donc difficile de confronter nos résultats avec ceux précédemment publiés

3.2.4. Evolution des propriétés mécaniques des spécimens au cours du temps

En revanche, entre 6 et 12 semaines, une forte augmentation de raideur globale et locale des os appareillés a été observée. Comme les raideurs des os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées n'ont pas présenté de différence significative à 6 semaines, cette augmentation de raideur des os appareillés serait liée à la contribution du cal osseux à la raideur des os appareillés.

En effet, il a été montré qu'à partir de 3 semaines postopératoires, ce cal subit une augmentation progressive de sa raideur, la vitesse d'augmentation de raideur étant assez faible et linéaire au départ, puis plus élevée et non linéaire par la suite, vers 6 semaines [62].

L'augmentation de raideur résulte à la fois d'une augmentation du diamètre de l'os mais aussi des différenciations tissulaires successives [26].

L'augmentation de raideur globale et locale des cals au cours du temps a été à l'origine d'une diminution des pertes de raideur et déformations interfragmentaires des os appareillés et des cals osseux entre 6 et 12 semaines.

L'augmentation des raideurs globales et locales et la diminution des pertes de raideur et déformations interfragmentaires des os appareillés avec vis verrouillées entre 6 et 12 semaines ont été significativement supérieures à celle des os appareillés avec vis standard.

Pour les os appareillés avec montages verrouillés, tous les paramètres biomécaniques évalués (K , K_r , S et ϵ_{lat}) ont subi des modifications significatives, entre 6 et 12 semaines. Cela pourrait être lié à une différence quantitative de la contribution mécanique du cal, puisque nous avons montré que les cals obtenus dans le groupe vis verrouillés ont présenté une supériorité significative de leurs propriétés mécaniques globales en compression, par rapport aux cals obtenus dans le groupe vis standard.

En outre, comme les raideurs des os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées n'ont pas présenté de différence significative à 6 semaines, les cals obtenus avec vis verrouillées auraient donc amené une contribution mécanique à la raideur des os appareillés supérieure à celle amenée par les cals obtenus avec vis standard.

Les plaques verrouillées ont donc été favorables à un développement significativement plus rapide de la cicatrisation osseuse par rapport aux plaques conventionnelles et les raisons de cette observation seraient liées à l'environnement périfracturaire biomécanique et biologique favorable créé par les plaques verrouillées (cf. : supra).

3.3. Biais potentiel de l'étude

3.3.1. Biais liés aux différences de morphologie des individus inclus

Le biais lié aux différences de morphologie des spécimens inclus, autrement dit l'"effet structure" pouvant influencer les résultats des comparaisons biomécaniques entre les 2 groupes, a été vraisemblablement négligeable car l'analyse statistique des paramètres morphologiques des 2 groupes n'a pas montré de différence significative entre les 2 groupes, à 6 et 12 semaines postopératoires.

3.3.2. Biais liés à la préparation des spécimens pour les essais biomécaniques

Afin d'évaluer la raideur des cals osseux à 12 semaines, nous avons dû retirer la plaque d'ostéosynthèse. Même si ce geste a été effectué le plus précautionneusement possible, il a nécessité l'exérèse des tissus cicatriciels, plus ou moins minéralisés à la surface de la plaque, qui empêchaient son retrait. Cela a concerné exclusivement le cal périosté médial.

Nous estimons que la conséquence de ce geste est assez limitée, puisqu'il concerne la zone de l'implant (face médiale), pour laquelle la production de cal osseux a été nettement moindre que la zone opposée à la plaque (face latérale), ce que confirment d'autres études de la cicatrisation osseuse lors d'utilisation de plaque vissée [59,91–93].

La contribution du cal osseux médial serait donc très probablement bien moins importante que celle du cal latéral pour la stabilité du foyer d'ostéotomie, dans notre étude.

Mais ce geste a probablement eu des conséquences sur l'évaluation biomécanique des cals osseux, même si le caractère comparatif de notre étude nuance ces conséquences ; le retrait d'une partie du cal ayant été réalisé pour tous les spécimens des 2 groupes dans les mêmes conditions.

3.3.3. Biais liés au positionnement des broches pour mesure interfragmentaires

Afin d'évaluer les mouvements interfragmentaires, un micromètre à balayage laser a permis de détecter les mouvements entre des broches latérales situées à proximité de la perte de substance, au cours des sollicitations mécaniques.

Dans le cas des spécimens présentant un cal osseux, le positionnement avec contrôle radioscopique a permis d'éviter l'insertion dans le cal osseux, puisque la distinction visuelle entre la diaphyse tibiale et la perte de substance en cours de consolidation n'a pas été toujours aisée. Cela a été particulièrement vrai pour le lot à 12 semaines de cicatrisation, présentant un cal assez exubérant.

Les biais potentiels de positionnement de ces broches sont présent mais quasiment négligeable grâce à l'utilisation d'un dispositif de guidage. L'influence du forage osseux sur les résultats des essais biomécaniques sur les os appareillés et les cals osseux est lui aussi très limité.

En revanche, l'utilisation du système de mesure par broches et micromètre laser présente des limites. En effet, bien que la précision de ce système soit importante, il s'est avéré que, lors des essais sur certains cals extrêmement raides, tout comme sur les os controlatéraux, le rapprochement des broches a été infime et difficilement mesurable pour les valeurs de sollicitation utilisées. Peu de spécimens de cals osseux ont été concernés par ce problème. Une solution aurait été d'augmenter la valeur maximale de sollicitation appliquée, au risque d'endommager les spécimens.

3.4. Limites de l'étude

3.4.1. Modèle de fracture utilisé

Comme nous l'avons justifié précédemment, le modèle de perte de substance, créé par ostéotomie et écartement, a été choisi comme modèle de fracture comminutive pour des raisons scientifiques (absence de contact des fragments principaux) et techniques (facilité de standardisation).

Néanmoins, plusieurs éléments distinguent ce modèle d'une fracture comminutive non reconstructible telle qu'elle peut être rencontrée en clinique.

La présence de plusieurs fragments entre les fragments principaux, différenciant les fractures comminutives du modèle de perte de substance, peut influencer la cicatrisation. Lorsque les fragments intermédiaires sont vascularisés de façon adéquate, ils présentent des propriétés ostéoconductrices. En outre, la présence de mouvements interfragmentaires élevés est mieux tolérée lors de fractures comminutives que lors d'un modèle de perte de substance, car les mouvements interfragmentaires globaux sont partagés par plusieurs écarts interfragmentaires, réduisant les déformations interfragmentaires dans chacun des écarts interfragmentaires [7,95].

Au contraire, lors de dévascularisation et de nécrose des fragments, ceux-ci constituent une barrière physique au développement du cal endosté, et induisent un risque élevé de retard de consolidation ou de pseudarthrose [96,97]. L'angulation et le déplacement des fragments intermédiaires peuvent également conduire à un retard de cicatrisation [98].

De plus, les modèles de fracture ne reproduisent pas les lésions traumatiques des tissus mous et de la vascularisation, associées aux fractures à haute énergie [184]. Pourtant, les lésions du périoste [106], de la couverture musculaire [105] et de la vascularisation [102–104] influent directement sur la cicatrisation osseuse et peuvent conduire à un retard de consolidation ou une pseudarthrose atrophique.

Enfin, la configuration des plaques vissées pour la fixation du modèle de perte de substance utilisé diffère de celle employée sur une fracture comminutive affectant un os de mêmes dimensions. Ainsi, les fractures comminutives rencontrées dans notre pratique quotidienne présentent-elles des écarts entre les fragments principaux largement supérieurs à la perte de substance de 5 mm employée dans cette étude. Les vis centrales, auraient donc présenté

un positionnement très différent dans les 2 cas ; ce qui aurait modifié la longueur de travail de la plaque et aurait pu éventuellement induire des conséquences sur la raideur et la durée de vie en fatigue de la plaque [147,153–155].

Compte-tenu de la variabilité du nombre de fragments, de l'écart interfragmentaire, des lésions des tissus mous et de la vascularisation observée lors de fracture comminutive en clinique, l'utilisation d'un modèle expérimental standardisé nous a paru le meilleur moyen pour étudier le seul effet du verrouillage des vis sur la stabilité de l'ostéosynthèse et sur la cicatrisation osseuse.

3.4.2. Limites des moyens d'évaluation de la cicatrisation osseuse

3.4.2.1. Mesures directes et indirectes de la raideur du cal in vivo

Les mesures directes de la raideur du cal consistent en des essais biomécaniques dont le principe est de mesurer les déformations subies par le cal, lors de mise en charge de l'os fracturé, celui-ci étant libre de tout appareillage [185]. Cela implique, en situation clinique, de pouvoir facilement ôter et replacer le dispositif de fixation de la fracture (fixateur externe ou résine) ou bien, en situation expérimentale, d'ôter définitivement la fixation et donc de procéder à l'euthanasie de l'animal.

Les mesures directes, que nous avons effectuées dans cette étude, permettent d'estimer avec la meilleure exactitude possible la raideur du cal fracturaire [185].

Quant à elles, les mesures indirectes de la raideur du cal font appel aux mesures des déformations subies par le montage lors de mise en charge de l'os fracturé [185]. En effet, il existe un partage des forces liées à l'appui entre l'os et l'implant, déterminé principalement par la réduction des abouts fracturaires et par les propriétés mécaniques du cal en formation.

Les déformations mesurées sur l'implant doivent ainsi permettre d'évaluer indirectement la raideur et la résistance de l'os en voie de cicatrisation [186,187].

L'intérêt de la mesure indirecte par rapport à la mesure directe est l'absence d'obligation de retirer l'implant pour les mesures, ce qui revêt une importance particulière durant les 1ères semaines de cicatrisation où le risque de perte de réduction est maximal [185].

Ce procédé de mesure aurait donc été particulièrement intéressant dans le cadre de notre étude, puisqu'il aurait permis un suivi de la raideur des fractures, à différents moments de la cicatrisation [61,65,188–192], alors que nous n'avons pu mesurer la raideur des cals osseux qu'à 12 semaines. En outre, la mesure indirecte de raideur a déjà démontré qu'elle permettait une comparaison entre 2 méthodes différentes de traitement [65].

Cependant, le système de mesure indirecte de la raideur du cal a été principalement utilisé chez l'homme, à l'aide de fixateurs externes équipés de capteurs de déformations ou de déplacements. Une seule étude a fait appel à des jauges fixées sur une plaque d'ostéosynthèse fixant une ostéotomie oblique chez le mouton, mesurant les déformations s'appliquant sur la plaque lors de marche sur tapis roulant à différentes vitesses [91]. Pour des raisons techniques et matérielles, nous n'avons pas fait appel à cette méthode de mesure de la raideur du cal.

3.4.2.2. Limite statistique liée aux effectifs utilisés

Pour un certain nombre de paramètres mécaniques des différences marquées entre les moyennes de ces paramètres ont été observées, sans qu'elles soient statistiquement significatives.

Les effectifs au sein de chaque groupe correspondant à un type de vis ont été assez réduits, pour un temps postopératoire donné ($n=6$ ou $n=7$). Aussi, un nombre plus élevé d'animaux aurait permis d'augmenter la puissance statistique des tests et éventuellement de mettre en évidence des différences statistiquement significatives entre le groupe contrôle et le groupe expérimental.

3.4.3 Limites de la contrainte choisie

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 nécessaire de comparer les résultats obtenus au cours de cette étude avec ceux de la même étude comparative pour des sollicitations en flexion et en compression afin d'en confronter les résultats.

CONCLUSION

Notre étude a été effectuée sur une perte de substance médiadiaphysaire, modèle de fracture comminutive, créé sur des tibias ovins. La cicatrisation osseuse obtenue par ostéosynthèse standardisée, par plaque LCP® équipée soit de vis à tête de verrouillage soit de vis corticales standard, a été étudiée à 6 et 12 semaines.

L'évaluation du desserrage des vis a montré un nombre significativement plus élevé de vis standard desserrées, par rapport aux vis verrouillées, malgré un couple de serrage initial identique. La stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées a donc été supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard.

Trois lâchages de vis ont été observés uniquement avec des vis standard.

L'évaluation biomécanique n'a pas montré de supériorité des propriétés mécaniques globales et locales des tibias appareillés à 6 semaines de cicatrisation.

En revanche, à 12 semaines, concernant les os appareillés, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales et locales et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en flexion du groupe vis verrouillées a été mise en évidence.

Concernant les cals osseux, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales du groupe vis verrouillées a été révélée en flexion.

L'environnement périfracturaire biomécanique et biologique associé aux plaques verrouillées expliquerait la supériorité biomécanique, c'est-à-dire la qualité supérieure de la cicatrisation obtenue grâce à ces implants.

Il pourrait être lié à une supériorité des déformations interfragmentaires initiales en compression des plaques avec vis verrouillées, à une stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard, ainsi qu'à une préservation de la vascularisation périostée pour les montages verrouillés, au moins sur la corticale où se situe la plaque.

En outre, l'augmentation des raideurs globales et locales et la diminution des pertes de raideur et déformations interfragmentaires des os appareillés avec vis verrouillées entre 6 et 12 semaines ont été significativement supérieures à celle des os appareillés avec vis standard.

La contribution mécanique des cals osseux, significativement plus raides pour le groupe vis verrouillées, expliquerait cette différence d'augmentation de raideur des os appareillés.

Les plaques verrouillées ont donc été favorables à un développement significativement plus rapide de la cicatrisation osseuse, par rapport aux plaques conventionnelles : les raisons de cette observation seraient liées à l'environnement périfracturaire biomécanique et biologique favorable créé par les plaques verrouillées.

Ces différents éléments ont permis de mettre en évidence un effet positif des vis verrouillées sur la vitesse et la qualité de la cicatrisation osseuse d'une perte de substance médio-diaphysaire tibiale, par rapport aux vis standard.

L'utilisation clinique des plaques verrouillées paraît donc recommandée lors de fracture comminutive médio-diaphysaire d'un os long.

Nous ne pouvons pas confronter nos résultats à ceux issus d'autres études, compte tenu de l'absence d'études expérimentales comparant la cicatrisation induite par ostéosynthèse avec plaques conventionnelles ou verrouillées, sur un modèle de perte de substance médio-diaphysaire.

Le modèle de perte de substance utilisé différant des fractures comminutives rencontrées en clinique (par des aspects morphologiques, mécaniques et biologiques), il paraît indispensable de confirmer la pertinence clinique de nos observations par la réalisation d'une étude clinique prospective sur l'ostéosynthèse des fractures comminutives médio-diaphysaires canines, comparant les résultats obtenus grâce aux montages par vis standard ou par vis verrouillées.

AGREMENT SCIENTIFIQUE

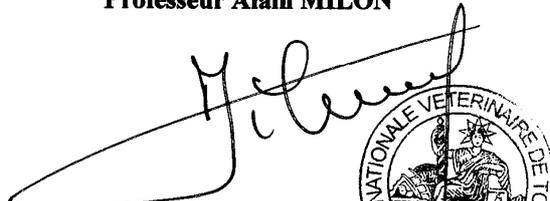
En vue de l'obtention du permis d'imprimer de la thèse de doctorat vétérinaire

Je soussigné, **André AUTEFAGE**, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **POUCHAN Baptiste** intitulée « *Comparaison des Vis Verrouillées et Vis Standard pour l'Ostéosynthèse par Plaque Vissée d'une Perte de Substance Médiadiaphysaire Expérimentale : Etude Mécanique en Flexion 4 points.* » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 18 juillet 2013
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



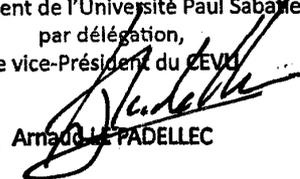

Vu :
Le Président du jury :
Professeur Paul BONNEVIALLE



Vu et autorisation de l'impression :
Le Président de l'Université
Paul Sabatier
Professeur Bertrand MONTHUBERT

Le Président de l'Université Paul Sabatier
par délégation,
Le vice-Président du CEVU




Arnaud LE PADELLEC

M. Baptiste POUCHAN
a été admis(e) sur concours en : 2008
a obtenu son diplôme d'études fondamentales vétérinaires le : 21 juin 2012
a validé son année d'approfondissement le : 12 juillet 2013
n'a plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] G. Harasen, Common long bone fracture in small animal practice -- Part 2, *Can. Vet. J.* 44 (2003) 503–504.
- [2] G. Harasen, Common long bone fractures in small animal practice -- Part 1, *Can. Vet. J.* 44 (2003) 333–334.
- [3] Johnson J.A., Austin C. and Breur G.J., Incidence of canine appendicular musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospitals from 1980 through 1989, *Vet Comp Orthop Traumatol.*, 7 (1994) 56–69.
- [4] Unger M., Montavon P.M. and Heim U.F.A., Classification of Fractures of Long Bones in the Dog and Cat: Introduction and Clinical Application., *Vet Comp Orthop Traumatol.* (1990) 5–14.
- [5] Braden TD, Eicker SW, Abdinoor D, Prieur WD, Characteristics of 1000 femur fractures in the dog and cat. - Abstract - Europe PubMed Central, *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* (1995) 203–209.
- [6] Piermattei D.L., Flo G.L. and DeCamp C.E., *Handbook of Small Animal Orthopedic and Fracture Repair - 4th Ed.*, 2006.
- [7] S.M. Perren, Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology, *J. Bone Joint Surg. Br.* 84 (2002) 1093–1110.
- [8] U. Heitemeyer, F. Kemper, G. Hierholzer, J. Haines, Severely comminuted femoral shaft fractures: treatment by bridging-plate osteosynthesis, *Arch. Orthop. Trauma. Surg. Arch. Für Orthop. Unf.-Chir.* 106 (1987) 327–330.
- [9] L. Claes, U. Heitemeyer, G. Krischak, H. Braun, G. Hierholzer, Fixation technique influences osteogenesis of comminuted fractures, *Clin. Orthop.* (1999) 221–229.
- [10] C. Gerber, J.W. Mast, R. Ganz, Biological internal fixation of fractures, *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 109 (1990) 295–303.
- [11] Hulse D, Concept of Biologic Osteosynthesis., *The Congress, Granada, Spain, 2002.*
- [12] B. Beale, Orthopedic clinical techniques femur fracture repair, *Clin. Tech. Small Anim. Pract.* 19 (2004) 134–150.
- [13] Brunberg L., Forterre F. and Waibl H., *Biological Osteosynthesis in Dogs and Cats.*, 2005.
- [14] A.L. Johnson, C.W. Smith, D.J. Schaeffer, Fragment reconstruction and bone plate fixation versus bridging plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs: 35 cases (1987-1997), *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 213 (1998) 1157–1161.
- [15] J.P. Chrisovitsinos, T. Xenakis, K.G. Papakostides, N. Skaltsoyannis, A. Grestas, P.N. Soucacos, Bridge plating osteosynthesis of 20 comminuted fractures of the femur, *Acta Orthop. Scand. Suppl.* 275 (1997) 72–76.
- [16] C. Papakostidis, M.R.W. Grotz, G. Papadokostakis, R. Dimitriou, P.V. Giannoudis, Femoral biologic plate fixation, *Clin. Orthop.* 450 (2006) 193–202.
- [17] C.L. Horstman, B.S. Beale, M.G. Conzemijs, R. Evans R, Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail: 1994-2001, *Vet. Surg. VS.* 33 (2004) 232–237.
- [18] C. Sommer, E. Gautier, M. Müller, D.L. Helfet, M. Wagner, First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP), *Injury.* 34 Suppl 2 (2003) B43–54.
- [19] P.J. Wraighte, B.E. Scammell, Principles of fracture healing, *Surg. Med. Publ.* 24 (2006) 198–207.
- [20] Ruedi T.P., Buckley R. and Moran C.G., *AO Principles of Fracture Management - 2nd Ed.*, Thieme-Verlag, Stuttgart New York, 2007.
- [21] T. McKinley, Principles of Fracture Healing, *Surg. Oxf.* 21 (2003) 209–212.

- [22] B. McKibbin, The biology of fracture healing in long bones, *J. Bone Joint Surg. Br.* 60-B (1978) 150–162.
- [23] A.L. Johnson, *AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat*, Thieme, 2005.
- [24] S.M. Perren, B.A. Rahn, Biomechanics of fracture healing, *Can. J. Surg. J. Can. Chir.* 23 (1980) 228–232.
- [25] H. Isaksson, Recent advances in mechanobiological modeling of bone regeneration, *Mech. Res. Commun.* 42 (2012) 22–31.
- [26] T.A. Einhorn, The cell and molecular biology of fracture healing, *Clin. Orthop.* (1998) S7–21.
- [27] L. Claes, P. Augat, G. Suger, H.J. Wilke, Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 15 (1997) 577–584.
- [28] P. Augat, U. Simon, A. Liedert, L. Claes, Mechanics and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone, *Osteoporos. Int. J. Establ. Result Coop. Eur. Found. Osteoporos. Natl. Osteoporos. Found. USA.* 16 Suppl 2 (2005) S36–43.
- [29] H.M. Frost, Wolff’s Law and bone’s structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians, *Angle Orthod.* 64 (1994) 175–188.
- [30] C. Ruff, B. Holt, E. Trinkaus, Who’s afraid of the big bad Wolff?: “Wolff’s law” and bone functional adaptation, *Am. J. Phys. Anthropol.* 129 (2006) 484–498.
- [31] A. KUSHNER, EVALUATION OF WOLFF’S LAW OF BONE FORMATION, *J. Bone Jt. Surg.* 22 (1940) 589–596.
- [32] The Classic: On the Significance of the Architecture of the Spongy Substance for the Question of Bone Growth: A preliminary publication - Springer, (n.d.).
- [33] E. Rolland, G. Saillant, La consolidation osseuse normale et pathologique, *Ann. Réadaptation Médecine Phys.* 38 (1995) 245–251.
- [34] R.A. Hayda, C.T. Brighton, J.L. Esterhai Jr, Pathophysiology of delayed healing, *Clin. Orthop.* (1998) S31–40.
- [35] G.M. Calori, W. Albisetti, A. Agus, S. Iori, L. Tagliabue, Risk factors contributing to fracture non-unions, *Injury.* 38 Suppl 2 (2007) S11–18.
- [36] R.W. Jones, INADEQUATE IMMOBILIZATION AND NON-UNION OF FRACTURES, *Br. Med. J.* 1 (1934) 936–939.
- [37] A.E. Goodship, J. Kenwright, The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures, *J. Bone Joint Surg. Br.* 67 (1985) 650–655.
- [38] L.E. Claes, C.A. Heigele, C. Neidlinger-Wilke, D. Kaspar, W. Seidl, K.J. Margevicius, et al., Effects of mechanical factors on the fracture healing process, *Clin. Orthop.* (1998) S132–147.
- [39] L.E. Claes, C.A. Heigele, Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing, *J. Biomech.* 32 (1999) 255–266.
- [40] M. Jagodzinski, C. Krettek, Effect of mechanical stability on fracture healing--an update, *Injury.* 38 Suppl 1 (2007) S3–10.
- [41] B. Mavčič, V. Antolič, Optimal mechanical environment of the healing bone fracture/osteotomy, *Int. Orthop.* 36 (2012) 689–695.
- [42] A. Sarmiento, J.F. Schaeffer, L. Beckerman, L.L. Latta, J.E. Enis, Fracture healing in rat femora as affected by functional weight-bearing, *J. Bone Joint Surg. Am.* 59 (1977) 369–375.
- [43] L.E. Claes, H.-J. Wilke, P. Augat, S. Rübenacker, K.J. Margevicius, Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation, *Clin. Biomech. Bristol Avon.* 10 (1995) 227–234.
- [44] S. Wolf, A. Janousek, J. Pfeil, W. Veith, F. Haas, G. Duda, et al., The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation, *Clin. Biomech. Bristol Avon.* 13 (1998) 359–364.

- [45] P. Augat, K. Margevicius, J. Simon, S. Wolf, G. Suger, L. Claes, Local tissue properties in bone healing: Influence of size and stability of the osteotomy gap, *J. Orthop. Res.* 16 (1998) 475–481.
- [46] H. Schell, M.S. Thompson, H.J. Bail, J.-E. Hoffmann, A. Schill, G.N. Duda, et al., Mechanical induction of critically delayed bone healing in sheep: radiological and biomechanical results, *J. Biomech.* 41 (2008) 3066–3072.
- [47] T.N. Gardner, M. Evans, H. Simpson, Temporal variation of applied inter fragmentary displacement at a bone fracture in harmony with maturation of the fracture callus, *Med. Eng. Phys.* 20 (1998) 480–484.
- [48] L. Claes, K. Eckert-Hübner, P. Augat, The effect of mechanical stability on local vascularization and tissue differentiation in callus healing, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 20 (2002) 1099–1105.
- [49] J. Kenwright, A.E. Goodship, Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures, *Clin. Orthop.* (1989) 36–47.
- [50] D.R. Epari, G.N. Duda, M.S. Thompson, Mechanobiology of bone healing and regeneration: in vivo models, *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*. 224 (2010) 1543–1553.
- [51] D.R. Carter, G.S. Beaupré, N.J. Giori, J.A. Helms, Mechanobiology of skeletal regeneration, *Clin. Orthop.* (1998) S41–55.
- [52] A.X. Le, T. Miclau, D. Hu, J.A. Helms, Molecular aspects of healing in stabilized and non-stabilized fractures, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 19 (2001) 78–84.
- [53] Z. Thompson, T. Miclau, D. Hu, J.A. Helms, A model for intramembranous ossification during fracture healing, *J. Orthop. Res.* 20 (2002) 1091–1098.
- [54] P. Klein, H. Schell, F. Streitparth, M. Heller, J.-P. Kassi, F. Kandziora, et al., The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions, *J. Orthop. Res.* 21 (2003) 662–669.
- [55] A.E. Goodship, J.L. Cunningham, J. Kenwright, Strain rate and timing of stimulation in mechanical modulation of fracture healing, *Clin. Orthop.* (1998) S105–115.
- [56] Perren S.M. and Boitzy A., Cellular Differentiation and Bone Biomechanics during Consolidation of a Fracture., *Anat Clin.* 1 (1978) 13–28.
- [57] S.M. Perren, Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation, *Clin. Orthop.* (1979) 175–196.
- [58] F. PAUWELS, [A new theory on the influence of mechanical stimuli on the differentiation of supporting tissue. The tenth contribution to the functional anatomy and causal morphology of the supporting structure], *Z. Für Anat. Entwicklungsgeschichte.* 121 (1960) 478–515.
- [59] L. Claes, Biomechanical principles and mechanobiologic aspects of flexible and locked plating, *J. Orthop. Trauma.* 25 Suppl 1 (2011) S4–7.
- [60] H. Yamada, F.G. Evans, Strength of biological materials, Williams & Wilkins, 1970.
- [61] L. Claes, R. Grass, T. Schmickal, B. Kisse, C. Eggers, H. Gerngross, et al., Monitoring and healing analysis of 100 tibial shaft fractures, *Langenbecks Arch. Surg. Dtsch. Ges. Für Chir.* 387 (2002) 146–152.
- [62] D.P. Comiskey, B.J. Macdonald, W.T. McCartney, K. Synnott, J. O’Byrne, The role of interfragmentary strain on the rate of bone healing—a new interpretation and mathematical model, *J. Biomech.* 43 (2010) 2830–2834.
- [63] O. Reikerås, Healing of osteotomies under different degrees of stability in rats, *J. Orthop. Trauma.* 4 (1990) 175–178.
- [64] C.J. Kershaw, J.L. Cunningham, J. Kenwright, Tibial external fixation, weight bearing, and fracture movement, *Clin. Orthop.* (1993) 28–36.
- [65] J. Kenwright, J.B. Richardson, J.L. Cunningham, S.H. White, A.E. Goodship, M.A. Adams, et al., Axial movement and tibial fractures. A controlled randomised trial of treatment, *J. Bone Joint Surg. Br.* 73 (1991) 654–659.



- [66] M.E. O'Sullivan, J.T. Bronk, E.Y. Chao, P.J. Kelly, Experimental study of the effect of weight bearing on fracture healing in the canine tibia, *Clin. Orthop.* (1994) 273–283.
- [67] T.H. Meadows, J.T. Bronk, Y.S. Chao, P.J. Kelly, Effect of weight-bearing on healing of cortical defects in the canine tibia, *J. Bone Joint Surg. Am.* 72 (1990) 1074–1080.
- [68] P. Augat, J. Merk, A. Ignatius, K. Margevicius, G. Bauer, D. Rosenbaum, et al., Early, full weightbearing with flexible fixation delays fracture healing, *Clin. Orthop.* (1996) 194–202.
- [69] T.N. Gardner, M. Evans, J. Kenwright, A biomechanical study on five unilateral external fracture fixation devices, *Clin. Biomech. Bristol Avon.* 12 (1997) 87–96.
- [70] G.N. Duda, M. Sollmann, S. Sporrer, J.E. Hoffmann, J.-P. Kassi, C. Khodadadyan, et al., Interfragmentary motion in tibial osteotomies stabilized with ring fixators, *Clin. Orthop.* (2002) 163–172.
- [71] A.E. Goodship, Mechanical stimulus to bone., *Ann. Rheum. Dis.* 51 (1992) 4–6.
- [72] G.N. Duda, K. Eckert-Hübner, R. Sokiranski, A. Kreutner, R. Miller, L. Claes, Analysis of inter-fragmentary movement as a function of musculoskeletal loading conditions in sheep, *J. Biomech.* 31 (1998) 201–210.
- [73] S.-H. PARK, K. O'CONNOR, H. MCKELLOP, A. SARMIENTO, The Influence of Active Shear or Compressive Motion on Fracture-Healing*, *J. Bone Jt. Surg.* 80 (1998) 868–78.
- [74] A. Sarmiento, H.A. McKellop, A. Llinas, S.H. Park, B. Lu, W. Stetson, et al., Effect of loading and fracture motions on diaphyseal tibial fractures, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 14 (1996) 80–84.
- [75] H. McKellop, R. Hoffmann, A. Sarmiento, E. Ebramzadeh, Control of motion of tibial fractures with use of a functional brace or an external fixator. A study of cadavera with use of a magnetic motion sensor, *J. Bone Jt. Surg.* 75 (1993) 1019–1025.
- [76] G.N. Duda, S. Sporrer, M. Sollmann, J.E. Hoffmann, J.-P. Kassi, C. Khodadadyan, et al., Interfragmentary movements in the early phase of healing in distraction and correction osteotomies stabilized with ring fixators, *Langenbecks Arch. Surg. Dtsch. Ges. Für Chir.* 387 (2003) 433–440.
- [77] K. Hietaniemi, P. Paavolainen, R. Penttinen, Connective tissue parameters in experimental nonunion, *J. Orthop. Trauma.* 10 (1996) 114–118.
- [78] B. Fink, M. Krieger, J.M. Strauss, C. Opheys, S. Menkhaus, J. Fischer, et al., Osteoneogenesis and its influencing factors during treatment with the Ilizarov method, *Clin. Orthop.* (1996) 261–272.
- [79] P. Augat, J. Burger, S. Schorlemmer, T. Henke, M. Peraus, L. Claes, Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 21 (2003) 1011–1017.
- [80] P. Augat, J. Merk, S. Wolf, L. Claes, Mechanical stimulation by external application of cyclic tensile strains does not effectively enhance bone healing, *J. Orthop. Trauma.* 15 (2001) 54–60.
- [81] D.R. Epari, W.R. Taylor, M.O. Heller, G.N. Duda, Mechanical conditions in the initial phase of bone healing, *Clin. Biomech. Bristol Avon.* 21 (2006) 646–655.
- [82] H.K. Uthoff, F.L. Dubuc, Bone structure changes in the dog under rigid internal fixation, *Clin. Orthop.* 81 (1971) 165–170.
- [83] W.H. Akeson, S.L. Woo, L. Rutherford, R.D. Coutts, M. Gonsalves, D. Amiel, The effects of rigidity of internal fixation plates on long bone remodeling. A biomechanical and quantitative histological study, *Acta Orthop. Scand.* 47 (1976) 241–249.
- [84] L. Claes, The mechanical and morphological properties of bone beneath internal fixation plates of differing rigidity, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 7 (1989) 170–177.
- [85] T. Terjesen, K. Apalset, The influence of different degrees of stiffness of fixation plates on experimental bone healing, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 6 (1988) 293–299.

- [86] S.M. Perren, A. Huggler, M. Russenberger, M. Allgöwer, R. Mathys, R. Schenk, et al., The reaction of cortical bone to compression, *Acta Orthop. Scand. Suppl.* 125 (1969) 19–29.
- [87] A.E. Goodship, P.E. Watkins, H.S. Rigby, J. Kenwright, The role of fixator frame stiffness in the control of fracture healing. An experimental study, *J. Biomech.* 26 (1993) 1027–1035.
- [88] E.Y. Chao, H.T. Aro, D.G. Lewallen, P.J. Kelly, The effect of rigidity on fracture healing in external fixation, *Clin. Orthop.* (1989) 24–35.
- [89] M.T.R. Chiara M. Bellini, Locked Plating: Biomechanics and Biology, *Tech. Orthop.* 22 (2007) 167–172.
- [90] S.L. Woo, K.S. Lothringer, W.H. Akeson, R.D. Coutts, Y.K. Woo, B.R. Simon, et al., Less rigid internal fixation plates: historical perspectives and new concepts, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 1 (1984) 431–449.
- [91] K. Stoffel, K. Klaue, S.M. Perren, Functional load of plates in fracture fixation in vivo and its correlate in bone healing, *Injury.* 31 Suppl 2 (2000) S–B37–50.
- [92] T.J. Lujan, C.E. Henderson, S.M. Madey, D.C. Fitzpatrick, J.L. Marsh, M. Bottlang, Locked plating of distal femur fractures leads to inconsistent and asymmetric callus formation, *J. Orthop. Trauma.* 24 (2010) 156–162.
- [93] M. Bottlang, J. Doornink, T.J. Lujan, D.C. Fitzpatrick, J.L. Marsh, P. Augat, et al., Effects of construct stiffness on healing of fractures stabilized with locking plates, *J. Bone Joint Surg. Am.* 92 Suppl 2 (2010) 12–22.
- [94] L. Claes, K. Eckert-Hübner, P. Augat, The fracture gap size influences the local vascularization and tissue differentiation in callus healing, *Langenbecks Arch. Surg. Dtsch. Ges. Für Chir.* 388 (2003) 316–322.
- [95] D.J. Hak, S. Toker, C. Yi, J. Toreson, The Influence of Fracture Fixation Biomechanics on Fracture Healing, *Orthopedics.* 33 (2010) 752–755.
- [96] E.A. NICOLL, FRACTURES OF THE TIBIAL SHAFT. A SURVEY OF 705 CASES, *J. Bone Joint Surg. Br.* 46 (1964) 373–387.
- [97] E.C. Rodriguez-Merchan, F. Forriol, Nonunion: general principles and experimental data, *Clin. Orthop.* (2004) 4–12.
- [98] A.M. Pankovich, I.E. Tarabishy, S. Yelda, Flexible intramedullary nailing of tibial-shaft fractures, *Clin. Orthop.* (1981) 185–195.
- [99] H.T. Aro, H.T. Wahner, E.Y. Chao, Healing patterns of transverse and oblique osteotomies in the canine tibia under external fixation, *J. Orthop. Trauma.* 5 (1991) 351–364.
- [100] H.T. Aro, E.Y. Chao, Bone-healing patterns affected by loading, fracture fragment stability, fracture type, and fracture site compression, *Clin. Orthop.* (1993) 8–17.
- [101] J. Glowacki, Angiogenesis in fracture repair, *Clin. Orthop.* (1998) S82–89.
- [102] L. Schweiberer, R. Schenk, [Histomorphology and vascularization of secondary healing of bone fractures with emphasis on tibial shaft fractures (author’s transl)], *Unfallheilkunde.* 80 (1977) 275–286.
- [103] M.R. Brinker, D.E. Bailey Jr, Fracture healing in tibia fractures with an associated vascular injury, *J. Trauma.* 42 (1997) 11–19.
- [104] K. Dickson, S. Katzman, E. Delgado, D. Contreras, Delayed unions and nonunions of open tibial fractures. Correlation with arteriography results, *Clin. Orthop.* (1994) 189–193.
- [105] N.C. Keramaris, G.M. Calori, V.S. Nikolaou, E.H. Schemitsch, P.V. Giannoudis, Fracture vascularity and bone healing: a systematic review of the role of VEGF, *Injury.* 39 Suppl 2 (2008) S45–57.
- [106] P.D. Triffitt, P.J. Gregg, Depression of bone blood flow after blunt trauma. A fracture study in the adult rabbit, *Acta Orthop. Scand.* 65 (1994) 195–198.

- [107] H.-C. Pape, P.V. Giannoudis, K. Grimme, M. van Griensven, C. Krettek, Effects of intramedullary femoral fracture fixation: what is the impact of experimental studies in regards to the clinical knowledge?, *Shock* Augusta Ga. 18 (2002) 291–300.
- [108] J. González del Pino, E. Bartolomé del Valle, G.L. Graña, J.F. Villanova, Free vascularized fibular grafts have a high union rate in atrophic nonunions, *Clin. Orthop.* (2004) 38–45.
- [109] F. Baumgaertel, M. Buhl, B.A. Rahn, Fracture healing in biological plate osteosynthesis, *Injury*. 29 Suppl 3 (1998) C3–6.
- [110] P. Cronier, G. Pietu, C. Dujardin, N. Bigorre, F. Ducellier, R. Gerard, The concept of locking plates, *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 96 (2010) S17–S36.
- [111] Johnson K.A, *Locking Plate Failure*, European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology, Bologna (Italy), 2012.
- [112] C.A. Blake, R.J. Boudrieau, B.S. Torrance, E.K. Tacvorian, J.B. Cabassu, G.R. Gaudette, et al., Single cycle to failure in bending of three standard and five locking plates and plate constructs, *Vet. Comp. Orthop. Traumatol. VCOT*. 24 (2011) 408–417.
- [113] J.B. Cabassu, M.P. Kowaleski, J.K. Shorinko, C.A. Blake, G.R. Gaudette, R.J. Boudrieau, Single cycle to failure in torsion of three standard and five locking plate constructs, *Vet. Comp. Orthop. Traumatol. VCOT*. 24 (2011) 418–425.
- [114] A. Boero Baroncelli, U. Reif, C. Bignardi, B. Peirone, Effect of screw insertion torque on push-out and cantilever bending properties of five different angle-stable systems, *Vet. Surg. VS*. 42 (2013) 308–315.
- [115] R. Frigg, Development of the Locking Compression Plate, *Injury*. 34 Suppl 2 (2003) B6–10.
- [116] R. Frigg, Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix), *Injury*. 32 Suppl 2 (2001) 63–66.
- [117] D.L. Miller, T. Goswami, A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing, *Clin. Biomech. Bristol Avon*. 22 (2007) 1049–1062.
- [118] J.H. Phillips, B.A. Rahn, Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws, *Plast. Reconstr. Surg.* 83 (1989) 447–458.
- [119] J.R. Field, T.C. Hearn, C.B. Caldwell, 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 (1998) 233–241.
- [120] J. Cordey, M. Borgeaud, S.M. Perren, Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws friction between plate and bone, *Injury*. 31 Suppl 3 (2000) C21–28.
- [121] Field J.R., Hearne T.C, Woodside T.D., The influence of screw torque in the application of bone plates., *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 14 (2001) 78–83.
- [122] U. Luethi, T. Dueland, B.A. Rahn, Relationship between plate-bone contact area and blood supply in internal fixation, *J. Biomech.* 13 (1980) 799–800.
- [123] P.J. Haaland, L. Sjöström, M. Devor, A. Haug, Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases, *Vet. Comp. Orthop. Traumatol. VCOT*. 22 (2009) 309–315.
- [124] Wagner M.A. and Frigg R., *Locking Plates: Development, Biomechanics, and Clinical Application.*, in: *Skelet. Trauma Expert Consult Online Print 2-Vol. Set - 4th Ed*, Browner B.D. and Alan M. Levine M.D. □: Elsevier, 2009: pp. 143–176.
- [125] K.A. Egol, E.N. Kubiak, E. Fulkerson, F.J. Kummer, K.J. Koval, Biomechanics of locked plates and screws, *J. Orthop. Trauma*. 18 (2004) 488–493.

- [126] H. Schmal, P.C. Strohm, M. Jaeger, N.P. Südkamp, Flexible fixation and fracture healing: do locked plating “internal fixators” resemble external fixators?, *J. Orthop. Trauma.* 25 Suppl 1 (2011) S15–20.
- [127] M. Wagner, General principles for the clinical use of the LCP, *Injury.* 34 Suppl 2 (2003) B31–42.
- [128] E. Gautier, S.M. Perren, J. Cordey, Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis, *Injury.* 31 Suppl 3 (2000) C14–20.
- [129] M.J. Gardner, D.L. Helfet, D.G. Lorch, Has locked plating completely replaced conventional plating?, *Am. J. Orthop. Belle Mead NJ.* 33 (2004) 439–446.
- [130] B. Grawe, T. Le, S. Williamson, A. Archdeacon, L. Zardiackas, Fracture fixation with two locking screws versus three non-locking screws, *Bone Jt. Res.* 1 (2012) 118–124.
- [131] M. Fargheon, Ostéosynthèse par plaque vissée sur un modèle de fracture comminutive du tibia ovin □: étude biomécanique de l’intérêt du verrouillage des vis en compression, other, 2011.
- [132] D. Kirkpatrick, R. Gandhi, J.E. Van Sickels, Infections associated with locking reconstruction plates: a retrospective review, *J. Oral Maxillofac. Surg. Off. J. Am. Assoc. Oral Maxillofac. Surg.* 61 (2003) 462–466.
- [133] S. Arens, H. Eijer, U. Schlegel, G. Printzen, S.M. Perren, M. Hansis, Influence of the design for fixation implants on local infection: experimental study of dynamic compression plates versus point contact fixators in rabbits, *J. Orthop. Trauma.* 13 (1999) 470–476.
- [134] R. Frigg, A. Appenzeller, R. Christensen, A. Frenk, S. Gilbert, R. Schavan, The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System (LISS), *Injury.* 32 Suppl 3 (2001) SC24–31.
- [135] J.T. Dunlap, G.L. Lucas, A.C.M. Chong, F.W. Cooke, V. Tiruvadi, Biomechanical evaluation of locking plate fixation with hybrid screw constructs in analogue humeri, *Am. J. Orthop. Belle Mead NJ.* 40 (2011) E20–25.
- [136] E.I. Miller, A.E. Acquaviva, D.J. Eisenmann, R.T. Stone, K.H. Kraus, Perpendicular pull-out force of locking versus non-locking plates in thin cortical bone using a canine mandibular ramus model, *Vet. Surg. VS.* 40 (2011) 870–874.
- [137] S.L.E. Tan, Z.J. Balogh, Indications and limitations of locked plating, *Injury.* 40 (2009) 683–691.
- [138] M.J. Gardner, M.H. Griffith, D. Demetrakopoulos, R.H. Brophy, A. Grose, D.L. Helfet, et al., Hybrid locked plating of osteoporotic fractures of the humerus, *J. Bone Joint Surg. Am.* 88 (2006) 1962–1967.
- [139] C. Estes, P. Rhee, M.W. Shrader, K. Csavina, M.C. Jacofsky, D.J. Jacofsky, Biomechanical strength of the Peri-Loc proximal tibial plate: a comparison of all-locked versus hybrid locked/nonlocked screw configurations, *J. Orthop. Trauma.* 22 (2008) 312–316.
- [140] J. Doornink, D.C. Fitzpatrick, S. Boldhaus, S.M. Madey, M. Bottlang, Effects of hybrid plating with locked and nonlocked screws on the strength of locked plating constructs in the osteoporotic diaphysis, *J. Trauma.* 69 (2010) 411–417.
- [141] A.L. Freeman, P. Tornetta 3rd, A. Schmidt, J. Bechtold, W. Ricci, M. Fleming, How much do locked screws add to the fixation of “hybrid” plate constructs in osteoporotic bone?, *J. Orthop. Trauma.* 24 (2010) 163–169.
- [142] C.S. Schwandt, P.M. Montavon, Locking compression plate fixation of radial and tibial fractures in a young dog, *Vet. Comp. Orthop. Traumatol. VCOT.* 18 (2005) 194–198.
- [143] E. Gautier, C. Sommer, Guidelines for the clinical application of the LCP, *Injury.* 34 Suppl 2 (2003) B63–76.

- [144] J. Bellapianta, K. Dow, N.A. Pallotta, P.P. Hospodar, R.L. Uhl, E.H. Ledet, Threaded screw head inserts improve locking plate biomechanical properties, *J. Orthop. Trauma.* 25 (2011) 65–71.
- [145] D. Anitha, S. Das De, K.K. Sun, H.K. Doshi, T. Lee, Improving stability of locking compression plates through a design modification: a computational investigation, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* (2013).
- [146] E. Schnaser, H. Vallier, CORR Insights: Locking buttons increase fatigue life of locking plates in a segmental bone defect model, *Clin. Orthop.* 471 (2013) 1045–1046.
- [147] M. Tompkins, D.J. Paller, D.C. Moore, J.J. Crisco, R.M. Terek, Locking buttons increase fatigue life of locking plates in a segmental bone defect model, *Clin. Orthop.* 471 (2013) 1039–1044.
- [148] D.J. Hak, P. Althausen, S.J. Hazelwood, Locked plate fixation of osteoporotic humeral shaft fractures: are two locking screws per segment enough?, *J. Orthop. Trauma.* 24 (2010) 207–211.
- [149] K. Stoffel, U. Dieter, G. Stachowiak, A. Gächter, M.S. Kuster, Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled?, *Injury.* 34 Suppl 2 (2003) B11–19.
- [150] R. Sanders, G.J. Haidukewych, T. Milne, J. Dennis, L.L. Latta, Minimal versus maximal plate fixation techniques of the ulna: the biomechanical effect of number of screws and plate length, *J. Orthop. Trauma.* 16 (2002) 166–171.
- [151] H. Törnkvist, T.C. Hearn, J. Schatzker, The strength of plate fixation in relation to the number and spacing of bone screws, *J. Orthop. Trauma.* 10 (1996) 204–208.
- [152] D.B. Weiss, S.G. Kaar, E.P. Frankenburg, M.A. Karunakar, Locked versus unlocked plating with respect to plate length in an ulna fracture model, *Bull. NYU Hosp. Jt. Dis.* 66 (2008) 5–8.
- [153] C. Kanchanomai, P. Muanjan, V. Phiphobmongkol, Stiffness and endurance of a locking compression plate fixed on fractured femur, *J. Appl. Biomech.* 26 (2010) 10–16.
- [154] P. Chao, B.P. Conrad, D.D. Lewis, M. Horodyski, A. Pozzi, Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate, *BMC Vet. Res.* 9 (2013) 125.
- [155] K.L. Hoffmeier, G.O. Hofmann, T. Mückley, Choosing a proper working length can improve the lifespan of locked plates: A biomechanical study, *Clin. Biomech.* 26 (2011) 405–409.
- [156] L.P. Guiot, L.M. Déjardin, Prospective evaluation of minimally invasive plate osteosynthesis in 36 nonarticular tibial fractures in dogs and cats, *Vet. Surg. VS.* 40 (2011) 171–182.
- [157] M. Ahmad, R. Nanda, A.S. Bajwa, J. Candal-Couto, S. Green, A.C. Hui, Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability?, *Injury.* 38 (2007) 358–364.
- [158] Schwarz, Technical complications during removal of locking screws from locking compression plates: a prospective multicenter study, *Eur J Trauma Emerg Surg.* 39 (2013) 1–6.
- [159] C. Wirtz, F. Abbassi, D.S. Evangelopoulos, S. Kohl, K.A. Siebenrock, A. Krüger, High failure rate of trochanteric fracture osteosynthesis with proximal femoral locking compression plate, *Injury.* 44 (2013) 751–756.
- [160] C. Sommer, R. Babst, M. Müller, B. Hanson, Locking compression plate loosening and plate breakage: a report of four cases, *J. Orthop. Trauma.* 18 (2004) 571–577.
- [161] J.-H. Bae, J.-K. Oh, C.-W. Oh, C.-R. Hur, Technical difficulties of removal of locking screw after locking compression plating, *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 129 (2009) 91–95.
- [162] P.J. Glassner, N.C. Tejwani, Failure of proximal femoral locking compression plate: a case series, *J. Orthop. Trauma.* 25 (2011) 76–83.

- [163] P. Phisitkul, T.O. McKinley, J.V. Nepola, J.L. Marsh, Complications of locking plate fixation in complex proximal tibia injuries, *J. Orthop. Trauma*. 21 (2007) 83–91.
- [164] M.J. Kääh, A. Frenk, A. Schmeling, K. Schaser, M. Schütz, N.P. Haas, Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw, *J. Orthop. Trauma*. 18 (2004) 483–487.
- [165] C. Kanchanomai, V. Phiphobmongkol, P. Muanjan, Fatigue failure of an orthopedic implant – A locking compression plate, *Eng. Fail. Anal.* 15 (2008) 521–530.
- [166] J.L. Schriefer, A.G. Robling, S.J. Warden, A.J. Fournier, J.J. Mason, C.H. Turner, A comparison of mechanical properties derived from multiple skeletal sites in mice, *J. Biomech.* 38 (2005) 467–475.
- [167] A. Autefage, The point of view of the veterinary surgeon: bone and fracture, *Injury*. 31 Suppl 3 (2000) C50–55.
- [169] E. Gautier, S.M. Perren, J. Cordey, Strain distribution in plated and unplated sheep tibia an in vivo experiment, *Injury*. 31 Suppl 3 (2000) C37–44.
- [170] J. Cordey, Introduction: Basic concept and definitions in mechanics, *Injury*. 31, Supplement 2 (2000) 1–84.
- [171] J.R. Field, H. Törnkvist, T.C. Hearn, G. Sumner-Smith, T.D. Woodside, The influence of screw omission on construction stiffness and bone surface strain in the application of bone plates to cadaveric bone, *Injury*. 30 (1999) 591–598.
- [172] E.G. Boone, A.L. Johnson, P. Montavon, R.B. Hohn, Fractures of the tibial diaphysis in dogs and cats, *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 188 (1986) 41–45.
- [173] H. Beaupied, E. Lespessailles, C.-L. Benhamou, Analyse des propriétés biomécaniques de l'os à l'échelle macroscopique, *Rev. Rhum.* 74 (2007) 447–454.
- [174] P. Meyrueis, A. Cazenave, R. Zimmermann, Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures, *EMC - Rhumatol.-Orthopédie*. 1 (2004) 64–93.
- [175] C.H. Turner, Yield behavior of bovine cancellous bone, *J. Biomech. Eng.* 111 (1989) 256–260.
- [176] Z. Gugala, S. Gogolewski, Regeneration of segmental diaphyseal defects in sheep tibiae using resorbable polymeric membranes: a preliminary study, *J. Orthop. Trauma*. 13 (1999) 187–195.
- [177] E. va. Frank Haasnoot, T.W.H. Münch, P. Matter, S.M. Perren, Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different contact surface to bone. (DCP, LC-DCP and PC-Fix), *Injury*. 26, Supplement 2 (1995) B28–B36.
- [178] S. Tepic, A.R. Remiger, K. Morikawa, M. Predieri, S.M. Perren, Strength recovery in fractured sheep tibia treated with a plate or an internal fixator: an experimental study with a two-year follow-up, *J. Orthop. Trauma*. 11 (1997) 14–23.
- [179] E. Panagiotopoulos, A.P. Fortis, Z. Millis, E. Lambiris, V. Kostopoulos, L. Vellios, Pattern of screw loosening in fractures fixed with conventional and functional plates, *Injury*. 25 (1994) 515–517.
- [180] K. Stoffel, K.-U. Lorenz, M.S. Kuster, Biomechanical considerations in plate osteosynthesis: the effect of plate-to-bone compression with and without angular screw stability, *J. Orthop. Trauma*. 21 (2007) 362–368.
- [181] J. Cegoñino, J.M. García Aznar, M. Doblaré, D. Palanca, B. Seral, F. Seral, A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 7 (2004) 245–256.
- [182] E.J. Cheal, W.C. Hayes, A.A. White 3rd, S.M. Perren, Stress analysis of compression plate fixation and its effects on long bone remodeling, *J. Biomech.* 18 (1985) 141–150.
- [183] M. Plecko, N. Lagerpusch, B. Pegel, D. Andermatt, R. Frigg, R. Koch, et al., The influence of different osteosynthesis configurations with locking compression plates (LCP) on stability and fracture healing after an oblique 45° angle osteotomy, *Injury*. 43 (2012) 1041–1051.

- [184] L.A. Mills, A.H.R.W. Simpson, In vivo models of bone repair, *J. Bone Joint Surg. Br.* 94 (2012) 865–874.
- [185] L.E. Claes, J.L. Cunningham, Monitoring the Mechanical Properties of Healing Bone, *Clin. Orthop.* 467 (2009) 1964–1971.
- [186] M.J. Chehade, A.P. Pohl, M.J. Percy, N. Nawana, Clinical implications of stiffness and strength changes in fracture healing, *J. Bone Joint Surg. Br.* 79 (1997) 9–12.
- [187] H. Windhagen, S. Kolbeck, H. Bail, A. Schmeling, M. Raschke, Quantitative assessment of in vivo bone regeneration consolidation in distraction osteogenesis, *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 18 (2000) 912–919.
- [188] J.B. Richardson, J.L. Cunningham, A.E. Goodship, B.T. O'Connor, J. Kenwright, Measuring stiffness can define healing of tibial fractures, *J. Bone Joint Surg. Br.* 76 (1994) 389–394.
- [189] B. Kristiansen, A. Borgwardt, Fracture healing monitored with strain gauges. External fixation of 7 humeral neck fractures, *Acta Orthop. Scand.* 63 (1992) 612–614.
- [190] A.J. Thakur, J. Patankar, Open tibial fractures. Treatment by uniplanar external fixation and early bone grafting, *J. Bone Joint Surg. Br.* 73 (1991) 448–451.
- [191] A. Jernberger, Measurement of stability of tibial fractures. A mechanical method, *Acta Orthop. Scand. Suppl.* 135 (1970) 1–88.
- [192] R.R. Hammer, S. Hammerby, B. Lindholm, Accuracy of radiologic assessment of tibial shaft fracture union in humans, *Clin. Orthop.* (1985) 233–238.

Rapport-Gratuit.com

NOM : POUCHAN

Prénom : Baptiste, Antoine, Léo

TITRE : Comparaison des vis verrouillées et vis standard pour l'ostéosynthèse par plaque vissée d'une perte de substance médiadiaphysaire expérimentale : étude mécanique en flexion 4 points.

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 4 groupes de 6 ovins. Les os appareillés (tibias gauches) et les os controlatéraux (tibias droits) ont été soumis à des tests quasi-statiques en flexion 4 points. La raideur extrinsèque a été mesurée, afin de déterminer l'influence du verrouillage des vis sur le comportement mécanique des divers montages après 6 et 12 semaines de cicatrisation osseuse.

Les résultats n'ont pas mis en évidence une différence significative des raideurs extrinsèques entre les deux montages. Cependant, la raideur extrinsèque des os appareillés avec un montage standard après 12 semaines de cicatrisation osseuse était significativement plus faible que celle des os controlatéraux, ce qui n'était pas le cas des os appareillés avec un montage verrouillé.

MOTS-CLES : OSTEOSYNTHESE - (LCP) LOCKING COMPRESSION PLATE - FLEXION - TIBIA OVIN - VIS A TETE DE VERROUILLAGE - IN-VIVO

ENGLISH TITLE : Locked screws versus standard screws for plate osteosynthesis in experimentally induced mid-shaft comminuted fracture : mechanical study of 4 point bending.

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 4 groups of 6 sheep. Bone-plate constructs and contralateral bones were loaded in quasi-static 4 point bending. Extrinsic stiffness was measured, to determine the influence of screw locking after 6 weeks and 12 weeks of bone healing.

The study showed no significantly difference between the two types of osteosynthesis. However, extrinsic stiffness of the standard group was significantly lower than the stiffness of controlateral bones after 12 weeks of bone healing, which was not the case for the locking group.

KEYWORDS : OSTEOSYNTHESE - (LCP) LOCKING COMPRESSION PLATE - BENDING - OVINE TIBIA - LOCKING SCREW - IN-VIVO