

Évaluation de la guérison osseuse dans un modèle de fracture instable immobilisée à l'aide d'un appareil de fixation externe linéaire de type II chez le chien:

Bénéfice d'une déstabilisation précoce et progressive du montage par rapport à une déstabilisation tardive et brutale

par

Jérôme Auger

Département de sciences cliniques
Faculté de médecine vétérinaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M.Sc.)
en sciences vétérinaires
option sciences cliniques

Juillet 2000

© Jérôme Auger, 2000



Évaluation de la guérison osseuse dans un modèle de fracture instable immobilisée à l'aide d'un appareil de fixation externe linéaire de type Il chez le chien.

Résultats d'une déstabilisation progressive du montage par rapatriement d'une déstabilisation tardive et chronique

SF
607
154
2000
N. 010

Département de sciences cliniques
Faculté de médecine vétérinaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M.Sc.)
en sciences vétérinaires
option sciences cliniques



Juillet 1990

© Bibliothèque 2000

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé:

Évaluation de la guérison osseuse dans un modèle de fracture instable immobilisée à l'aide d'un appareil de fixation externe linéaire de type II chez le chien:

Bénéfice d'une déstabilisation précoce et progressive du montage par rapport à une déstabilisation tardive et brutale

présenté par:

Jérôme Auger

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes:

Dr. N.H. Bonneau: Président-rapporteur
Dr. J. Dupuis: Directeur de recherche
Dr. L. Breton: Codirecteur
Dr. A. Desrochers: Membre du jury

Mémoire accepté le..... 16 oct. 2000

SOMMAIRE

Les appareils de fixation externe (AFE) ont connu un regain d'intérêt marqué pour le traitement des fractures dans les vingt dernières années. Ceci s'explique en partie par une meilleure maîtrise des techniques de pose et une connaissance accrue des propriétés biomécaniques de ces appareils. Les AFE présentent de nombreux avantages. Ils permettent la stabilisation d'une fracture après réduction ouverte ou fermée tout en évitant la présence d'un implant au niveau de la fracture. Ils sont versatiles et modulables et peuvent être adaptés à de nombreux types de fractures. Enfin, ils peuvent être déstabilisés durant la guérison osseuse et ainsi permettre la manipulation de l'environnement biomécanique d'une fracture.

La guérison osseuse permet la restauration des propriétés mécaniques initiales de l'os fracturé. Cette guérison se fait de façon différente en fonction de la rigidité de la fixation utilisée pour immobiliser la fracture. Une fixation modérément rigide comme celle obtenue avec les AFE favorise une guérison osseuse dite secondaire avec formation d'un cal osseux qui consolide relativement rapidement la fracture et permet un retrait précoce de la fixation. De plus, la déstabilisation par étape de l'AFE, qui permet une stimulation mécanique du cal osseux, semble accélérer la guérison osseuse. Une déstabilisation tardive six semaines après la pose d'un AFE de type III s'est avérée favorable à la guérison d'une ostéotomie transverse stable. Il semble cependant qu'une déstabilisation précoce et progressive pourrait être encore plus bénéfique.

Un AFE de type II, qui est un montage très souvent utilisé en pratique, fût construit. Cet AFE, constitué de 6 tiges de fixation et 2 barres de connexion latérales, fût «dérigidifié» en sectionnant successivement les tiges d'un même côté du fixateur pour finalement aboutir à un AFE de type I. Cinq configurations différentes furent ainsi obtenues et chacune fût testée mécaniquement pour déterminer sa rigidité en compression axiale, en torsion et en flexion cranio-caudale et médio-latérale. Deux séquences de déstabilisation furent sélectionnées à partir de ces données. Douze (12) chiens adultes pesant entre 25 et 38 kg furent utilisés et séparés en 2 groupes de 6

animaux chacun. Des examens orthopédique et radiographique ainsi qu'une analyse des forces de réaction au sol des membres pelviens furent réalisés pour s'assurer que ces chiens n'avaient aucun problème orthopédique préexistant. Une ostéotomie oblique avec un espace de 2 mm fût créée chirurgicalement sur les 2 tibias de chaque animal et immobilisée avec l'AFE de type II précédemment conçu. Le fixateur d'un des deux tibias ne fût pas modifié en cours d'étude et ce tibia servit de contrôle. Le fixateur du tibia opposé fût déstabilisé tard et abruptement à 7 semaines et demie dans un groupe et fût déstabilisé précocement et progressivement à 2 semaines et demie, 5 et 7 semaines et demie dans l'autre groupe. Les animaux furent suivis cliniquement et radiographiquement au cours de l'étude. Les forces de réactions au sol furent mesurées à tous les temps de l'étude avant et après déstabilisation. Tous les animaux furent suivis pendant 11 semaines. En fin d'étude, après l'euthanasie des animaux, les tibias furent collectés et examinés par TACO (tomographie axiale contrôlée par ordinateur) pour évaluer l'aire du cal périosté. Finalement, des tests biomécaniques en traction furent effectués pour déterminer les forces d'extraction des tiges, la rigidité du cal osseux et la force ultime supportée par l'ostéotomie en voie de guérison.

Pour tous les paramètres étudiés, l'analyse statistique des données n'a révélé aucune différence significative entre les 2 types de déstabilisation et aucune différence significative entre tous les tibias contrôles et tous les tibias dont le fixateur fût déstabilisé. Il se peut donc qu'à l'intérieur d'une certaine fenêtre de stimulation mécanique, les différences dans la guérison osseuse ne soient pas suffisantes pour être mesurées par les moyens utilisés dans cette étude et ne soient pas pertinentes cliniquement. Dans ce cas, lorsqu'un AFE semblable à celui de cette étude est utilisé en pratique, il n'est probablement pas bénéfique de le déstabiliser en cours de guérison. Les résultats de cette étude montrent aussi que, s'il n'est pas nécessaire de modifier la rigidité de l'AFE, il est par contre important d'améliorer sa stabilité à long terme en utilisant des tiges filetées, par exemple.

TABLE DES MATIÈRES

Sommaire	iii
Tables des matières	v
Liste des tableaux.....	viii
Liste des figures	ix
Liste des abréviations	xi
Dédicace.....	xii
Remerciements	xiii

Introduction.....	1
--------------------------	----------

Chapitre premier: étude bibliographique

I. Les appareils de fixation externe	5
---	----------

1. Classification.	5
1.1. AFE linéaires.....	5
1.2. AFE circulaires.....	6
2. Propriétés biomécaniques des AFE linéaires	8
3. Applications cliniques.	10

II. Rappels sur la guérison osseuse.....	11
---	-----------

1. Modalités de la guérison osseuse.	11
1.1. Guérison primaire.....	11
1.2. Guérison secondaire	12
2. Effets de la rigidité de la fixation sur la guérison osseuse	13
3. Effets de la stimulation mécanique sur la guérison osseuse	15

Chapitre deuxième: étude expérimentale

Comparison of Early and Progressive versus Late and Sudden Destabilization of a Type II External Fixator Used to Stabilize an Oblique Unstable Tibial Osteotomy in Dogs.

Jérôme Auger, DMV, DES, Dipl. ACVS; Jacques Dupuis, DMV, MS, Dipl. ACVS; Francis Boudreault, B.Eng., M.Sc.; Philippe Paré, B.Eng.; Guy Beauregard, DMV; Luc Breton, DMV, M.Sc.

I. Structured abstract	19
II. Introduction	21
III. Materials and Methods.....	22
1. Part one (in vitro study).....	22
2. Part two (in vivo and ex vivo studies).....	25
2.1. Surgical procedure.....	26
2.2. Postoperative care	29
2.3. Experimental design and follow-up procedures	29
2.4. Data analysis	34
2.5. Statistical analysis.	36
IV. Results.....	38
1. Part one (in vitro study)	38
2. Part two (in vivo and ex vivo studies).....	39
2.1. Radiographs.....	39
2.2. Force plate analysis.	40
2.3. Callus area	41
2.4. Biomechanical data.	42
2.5. Correlations	43
V. Discussion.....	44
VI. References.	56

VII. Tables.....	61
VIII. Illustrations.....	66
<u>Chapitre troisième: discussion – conclusion</u>	
I. Discussion.....	74
II. Conclusion	79
Bibliographie	81

LISTE DES TABLEAUX

Table 1. Scoring system for radiographic interpretation of osteotomy healing	61
Table 2. Mean stiffness \pm SD of the five configurations tested in the four modes of testing and relative stiffness (percentage) compared to the type II ESF (configuration #1)	61
Table 3. Cross-sectional area of the callus at the center of the osteotomy, in square millimeters	62
Table 4. Pull-out strength of smooth pins in Newtons and number of loose pins.....	63
Table 5. Maximum tensile load sustained by the healing osteotomy before failure (in Newtons).....	64
Table 6. Final callus stiffness, intact bone stiffness and ratio final callus stiffness versus intact bone stiffness	65

LISTE DES FIGURES

Chapitre premier

- Figure 1. Nomenclature des principaux types d'AFE linéaires utilisés en pratique7
- Figure 2. AFE circulaire utilisé pour la correction d'une difformité angulaire8

Chapitre deuxième

- Figure 3. Configuration and dimensions of the type II ESF used in the study.....66
- Figure 4. Diagram of the five configurations tested in the in vitro study ...67
- Figure 5. Postoperative medio-lateral and cranio-caudal radiographs showing the oblique osteotomy and proper fixator placement ...68
- Figure 6. Diagram of the four configurations used in the in-vivo study and timing of destabilization in the two groups69
- Figure 7. Photograph of a tibia after loading in traction to failure.....69

- Figure 8. Typical load versus displacement curve generated from the 50-mm extensometer spanning the osteotomy and periosteal callus and the materials testing machine load cell.....70
- Figure 9. Typical load versus displacement curve generated from the 8-mm extensometer applied distal to the periosteal callus on the intact tibia and the materials testing machine load cell.....71
- Figure 10. Cross-sectional area of the periosteal callus at the center of the osteotomy of one tibia obtained by computed tomography.....72

LISTE DES ABRÉVIATIONS

ACVS: American College of Veterinary Surgeons

AFE: appareil(s) de fixation externe

IM: intramusculaire

IV: intraveineuse

kg: kilogramme

mg: milligramme

μm : micron (10^{-6} m)

mm: millimètre (10^{-3} m)

N/mm: Newton par millimètre

Nm/deg: Newton-mètre par degré

SD: standard deviation

DÉDICACE

A Stéphanie, pour son support moral, sa compréhension et sa patience, aussi bien pendant la rédaction de ce mémoire que pendant les révisions de l'examen de certification de l'American College of Veterinary Surgeons qui lui ont fait perdre de nombreuses belles soirées et fins de semaine

A mon grand-père, vétérinaire, chasseur, pêcheur, amoureux de la nature et aujourd'hui décédé, qui a été l'exemple moral et professionnel qui m'a sans l'ombre d'un doute le plus inspiré

REMERCIEMENTS

Au Docteur Jacques Dupuis, mon directeur de maîtrise, pour son support constant, sa disponibilité et ses qualités d'écoute qui m'ont aidés à mener à bien ce projet

Au Docteur Luc Breton, mon co-directeur de maîtrise, pour son aide précieuse dans les parties radiographique et tomographique de cette étude

A la Docteure Thérèse Lanthier, ma directrice de DES, pour m'avoir permis de réaliser la première partie de cette étude et pour son aide lors des chirurgies

A la Docteure Christiane Girard, pour sa disponibilité ainsi que son aide et ses conseils dans le domaine histologique

Au Docteur Norbert Bonneau, pour sa gentillesse, la pérennité de sa motivation et ses exemplaires talents de chirurgien qui ont été pour moi une inspiration

Au Docteur Guy Beauregard, pour sa disponibilité et son aide dans la partie radiographique de cette étude

Au Docteur Benoit Charette, pour sa participation aux chirurgies et l'apport stimulant d'un collègue résident

Aux techniciens, techniciennes et animaliers de la clinique des petits animaux et au personnel de la stérilisation pour leur aide indispensable à la réalisation de ce projet

Aux étudiants de la Faculté de médecine vétérinaire qui m'ont aidé à prendre soin des chiens utilisés dans cette étude

Au Fonds du Centenaire de la Faculté de médecine vétérinaire qui a permis le financement de ce projet

A Imex Veterinary, Inc., Longview, Texas, pour nous avoir gracieusement fourni le matériel de fixation externe utilisé dans cette étude

A mes parents, qui ont toujours supporté et respecté mes choix de carrière et d'éducation même au prix de l'éloignement et de la séparation

A mes frères et sœurs, qui sont et resteront un support moral précieux malgré la distance qui nous sépare

INTRODUCTION

L'utilisation des appareils de fixation externe (AFE) pour la stabilisation des fractures des os longs a connu un regain d'intérêt tant dans le domaine vétérinaire que dans le domaine humain dans les 20 dernières années¹⁻³. Les appareils de fixation externe existent en différentes tailles et les nombreuses possibilités de configuration en font un outil versatile et adaptable à de nombreux types de fractures⁴. Après guérison osseuse, leur retrait est peu morbide contrairement aux appareils de fixation interne. Ils sont particulièrement indiqués dans le traitement des fractures complexes et des fractures ouvertes car on évite ainsi la présence d'implants au niveau de la fracture et les risques de dévascularisation. Les complications principales associées avec l'usage des appareils de fixation externe sont le relâchement précoce des tiges, l'infection du trajet des tiges, la déformation du montage et les fractures iatrogéniques⁵.

Les facteurs biomécaniques qui influencent la guérison osseuse ont fait et font l'objet de nombreuses études, en particulier en médecine humaine. Il a été montré que la guérison osseuse se faisait de façon différente en fonction de la rigidité de la fixation appliquée⁶ sur la fracture. Chaque stade de la guérison osseuse, pour que celle-ci soit optimale, pourrait nécessiter une rigidité de fixation spécifique à ce stade particulier⁷. Dans cette optique, les études biomécaniques des différents moyens de fixation des fractures actuellement en usage se multiplient pour déterminer l'environnement mécanique le plus approprié à la guérison osseuse.

Une fixation très rigide, comme celle obtenue après la pose d'une plaque, entraîne habituellement une guérison osseuse de type primaire^{6,8} qui est relativement longue à obtenir. Une fixation moins rigide va entraîner une guérison secondaire avec formation d'un cal osseux qui peut restaurer la capacité de l'os à supporter des forces physiologiques plus rapidement^{9,10}. Des études ont montré qu'un micromouvement axial ou une mise en charge précoce du membre, autorisés dans les premières phases de la guérison osseuse, favorisait la cicatrisation osseuse chez l'homme et l'animal⁹⁻¹³.

L'avantage unique des appareils de fixation externe est de permettre une dérigidification du montage et ainsi une augmentation des forces transmises à la fracture lors de l'utilisation du membre. Cela est possible en modifiant la configuration du montage (taille, nombre et position des barres de connexion, taille, nombre, position et angulation des tiges de fixation). Les propriétés biomécaniques de différents types et configurations d'appareils de fixation externe ont été déterminées. La rigidité en torsion, compression axiale, flexion latéro-médiale et cranio-caudale de l'AFE le plus utilisé en médecine vétérinaire (fixateur de type Kirshner-Ehmer) a été étudiée¹⁴⁻¹⁶. La rigidité idéale d'un AFE pour tel ou tel type de fracture chez tel ou tel patient n'est cependant pas connue pour l'instant. De même, la façon optimale de déstabiliser un AFE dans le but d'améliorer la guérison osseuse n'a pas été déterminée.

L'intérêt de dérigidifier un AFE de type III en un AFE de type I après 6 semaines dans un modèle de fracture transverse stable chez le chien a été démontré¹⁷. Ce modèle était, cependant, éloigné de la réalité clinique

puisque les fractures traitées par fixation externe sont souvent instables et complexes. De plus, une augmentation de la rigidité du montage peut advenir par collapse du fixateur et compression des abouts osseux¹³. Il semble que la stimulation mécanique de la fracture doit avoir lieu tôt dans le processus de guérison osseuse mais qu'en même temps une stabilité suffisante doit être présente au site de la fracture^{7,9}. Une déstabilisation trop importante et/ou trop précoce pourrait avoir des effets néfastes sur les tiges de fixation et sur l'utilisation du membre opéré.

Il est donc logique de penser que la déstabilisation progressive (à l'opposé de brutale) et précoce (à l'opposé de tardive) d'un AFE utilisé pour immobiliser une fracture peut accélérer de façon notable et contrôlée la guérison de cette fracture. Cela permettrait le retrait plus rapide de l'AFE et la diminution des complications potentielles. Les objectifs de cette étude étaient de tester cette hypothèse en comparant, par des moyens biomécaniques et radiographiques, deux séquences de déstabilisation d'un AFE de type II utilisé pour immobiliser une fracture oblique instable chez le chien. De plus, cette étude se proposait de vérifier si la déstabilisation d'un AFE de type II était favorable à la guérison osseuse comme l'est celle d'un AFE de type III, de mesurer objectivement l'utilisation des membres pelviens tout au long de l'étude, particulièrement avant et après les procédures de déstabilisation, et finalement d'évaluer l'effet la déstabilisation sur le relâchement des tiges de fixation.

Chapitre premier

ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE

I. Les appareils de fixation externe

Définition: un AFE est un ensemble de tiges ou vis transcutanées reliées entre elles à l'extérieur du membre par des éléments de connexion (barres ou anneaux) pour former un cadre rigide qui permet d'immobiliser l'os ou les os sur lesquels il est monté.

1. Classification

Il existe deux types principaux d'AFE: les AFE dits linéaires^{3,4} qui sont les plus fréquemment utilisés en pratique pour le traitement des fractures et les AFE dits circulaires qui sont devenus plus populaires dans les dernières années en particulier pour la correction de difformités osseuses^{4,18}. A moins qu'il en soit fait mention particulière, le terme AFE s'applique aux AFE linéaires dans ce document.

1.1. AFE linéaires

Les AFE linéaires sont composés de plusieurs éléments: les tiges de fixation insérées dans l'os, les barres de connexion qui composent le cadre externe et les clamps qui fixent rigidement ces dernières aux premières¹⁹. Différents types de clamps sont apparus récemment sur le marché vétérinaire tels les clamps Secur-U de Securos Inc et les clamps Imex-SK d'Imex veterinary Inc. Cependant les clamps les plus utilisés restent les clamps de type Kirschner-Ehmer introduits en 1947^{1,3,4,19}. C'est le type de clamps utilisé dans cette étude. Les barres de connexion existent en métal, en graphite et peuvent aussi être formées d'acrylique. Les tiges de fixation peuvent être

lisses, filetées à profil standard (le filetage est taillé dans la tige) ou filetées à profil positif (le filetage dépasse le diamètre externe de la tige)^{3,4}.

L'AFE de Kirschner-Ehmer existe en trois tailles: petit, moyen et grand. Le petit format est utilisé chez le chat et les chiens de moins de 12 kg. Le format moyen est le plus versatile et utilisé sur presque tous les chiens de plus de 12 kg. Le grand format est utilisé chez les chiens de races géantes et certains animaux de consommation.

Différentes configurations peuvent être construites. Une classification a été établie pour désigner de façon cohérente ces configurations¹⁹. Trois types principaux d'AFE linéaires ont été définis (figure 1, p 7).

- AFE de type I qui est unilatéral. Il en existe deux sous-types, le type Ia qui est unilatéral et uniplanaire et le type Ib qui est unilatéral et biplanaire.
- AFE de type II qui est bilatéral et uniplanaire.
- AFE de type III qui est bilatéral et biplanaire et monté en triangulation.

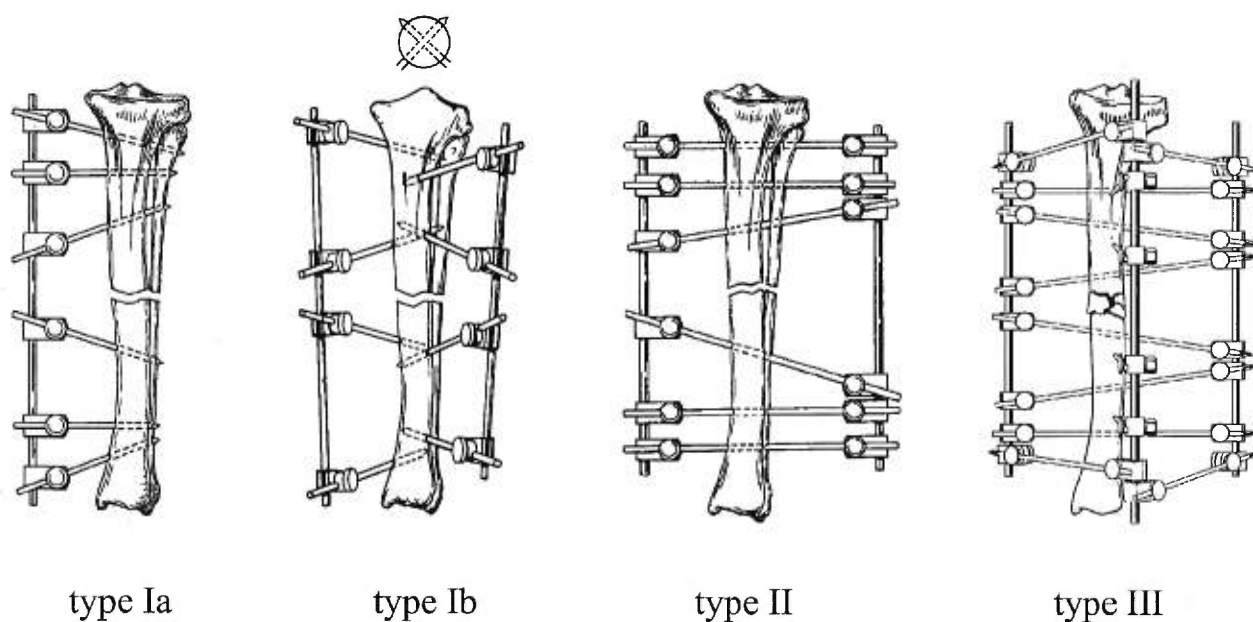
Ces différents types peuvent être modifiés par l'utilisation de clamps doubles ou d'une double barre de connexion.

1.2. AFE circulaires

Les AFE circulaires tels qu'ils existent aujourd'hui ont été introduits en médecine humaine par Ilizarov en 1951²⁰. Ils furent utilisés pour la première fois en médecine vétérinaire en 1984. Ces AFE sont composés d'anneaux reliés entre eux par des tiges filetées. Généralement, le montage comprend quatre anneaux. Ces anneaux sont fixés aux os par l'intermédiaire de tiges de petit diamètre (1.0 à 1.6 mm) mises sous tension. Il existe différents types d'anneaux (fermés ou ouverts), de tiges (tiges lisses ou avec olive) et de systèmes de connexion des anneaux (tiges filetées avec écrou et boulon

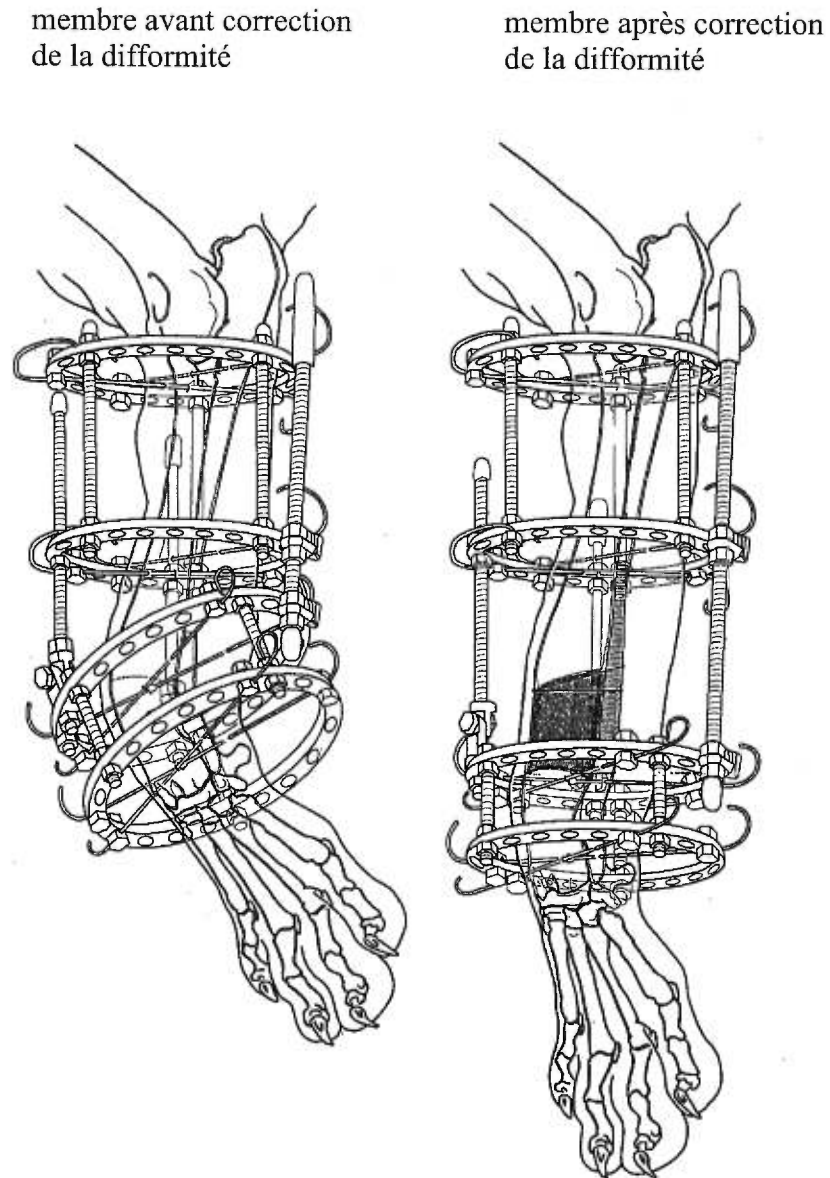
simples, avec écrous hémisphériques ou avec charnière) qui permettent la construction de montages variés adaptés au traitement des fractures ou des difformités osseuses^{18,20,21}(figure 2, p 8). L'utilisation des AFE circulaires en pratique est pour l'instant relativement restreinte à cause de leur complexité de montage et d'utilisation.

Figure 1. Nomenclature des principaux types d'AFE linéaires utilisés en pratique



Adapté de Piermattei DL, Flo GL: Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair (ed 3). Philadelphia, PA, Saunders, 1997

Figure 2. AFE circulaire utilisé pour la correction d'une difformité angulaire



Adapté de (21)

2. Propriétés biomécaniques des AFE linéaires

Cinq types de forces s'appliquent sur les os longs, à savoir des forces de compression, de tension, de cisaillement, de flexion et de torsion. Après

fracture, ces mêmes forces s'appliquent sur l'os en voie de guérison et l'appareil de fixation s'il y a lieu²². Ces forces sont générées par la contraction musculaire et la mise en charge du membre au repos en position debout ou lors des déplacements.

Les paramètres mécaniques les plus importants à considérer au niveau de la structure composée de l'os et de l'AFE sont la force et la rigidité de cette structure. La force est la charge maximale (mesurée en Newtons) que peut supporter une structure avant le bris ou avant déformation plastique (déformation irréversible). La rigidité représente la quantité de déformation élastique (déformation réversible) que subit un objet soumis à une charge (habituellement mesurée en N/mm pour la compression, tension et flexion et en Nm/deg pour la torsion)^{22,23}.

Les AFE peuvent contrôler de façon efficace toutes les forces qui agissent sur un site de fracture²². Cependant, les AFE n'ont pas une rigidité équivalente dans tous les plans. En particulier, les AFE de type II sont peu rigides en flexion dans l'axe perpendiculaire au plan des tiges et les AFE de type I sont peu rigides en flexion dans les plans perpendiculaire et parallèle au plan des tiges²⁴.

Plusieurs paramètres influencent les propriétés mécaniques des AFE. La configuration de l'AFE est évidemment primordiale. Admettant qu'ils sont construits avec des composants identiques en taille et en nombre (tiges, barres, clamps), les AFE de type Ia, Ib, II et III ont une rigidité croissante dans cet ordre en compression et en torsion. Un AFE de type Ib est plus rigide qu'un AFE de type II en flexion craniocaudale cependant. Le nombre de tiges par fragment osseux augmente la rigidité de la structure jusqu'à concurrence de 4 tiges par fragment après quoi l'augmentation de rigidité n'est pas significative. La taille des tiges a un effet important sur la rigidité du montage

puisque la rigidité d'une tige est proportionnelle à son diamètre à la puissance 4. Le type de tige joue aussi un rôle et l'utilisation de tiges filetées, en consolidant l'interface tige-os, augmente la rigidité du montage. Le fait d'anguler et d'espacer les tiges dans chaque fragment tout en rapprochant les tiges centrales du trait de fracture améliore aussi les propriétés mécaniques de la structure AFE-os. Finalement, augmenter le nombre des barres de connexion et les rapprocher de l'os rend aussi le montage plus rigide²³⁻²⁵.

3. Applications cliniques

Les AFE sont versatiles et modulables et peuvent être adaptés avantageusement à de nombreuses situations cliniques. Les AFE sont plus particulièrement adaptés à l'immobilisation des fractures des extrémités telles que le tibia ou le radius et l'ulna. L'utilisation la plus populaire à ce jour est l'immobilisation de fractures comminutives et/ou ouvertes réduites de façon fermée après avoir mis le membre sous traction en l'attachant à une structure (crochet fixé au plafond par exemple) située au-dessus de la table de chirurgie²⁶⁻²⁹. Les AFE permettent ainsi une approche biologique du traitement des fractures dans laquelle le réalignement et l'immobilisation par des appareils orthopédiques posés de façon fermée et atraumatique sont privilégiés par rapport à une réduction anatomique qui nécessite l'envahissement du foyer de fracture, une dévascularisation des fragments osseux et une fixation très rigide (plaque)²⁵. Avec cette approche biologique, la durée de la chirurgie et les complications postopératoires sont notablement moindres qu'avec la pose d'une plaque³⁰. Cependant, les AFE demandent plus de soins postopératoires.

Les AFE peuvent aussi être utilisés avec différentes configurations pour les fractures de la mâchoire, de l'humérus, du fémur, de la colonne vertébrale et pour l'immobilisation des articulations (AFE transarticulaires) suite à une arthrodèse ou une chirurgie ligamentaire ou tendineuse³¹⁻³⁶. Finalement, les AFE linéaires peuvent être utilisés pour la correction des difformités osseuses³⁷ bien que les AFE circulaires offrent plus de possibilités dans ce domaine particulier^{18,21}.

II. Rappels sur la guérison osseuse

Définition: la guérison osseuse est l'ensemble des processus tissulaires qui permet la restauration de la structure et des fonctions normales de l'os.

1. Modalités de la guérison osseuse

1.1. Guérison primaire

La guérison osseuse primaire est aussi connue sous le terme de guérison osseuse directe. Il existe deux types de guérison primaire.

La guérison primaire lorsque les fragments sont en contact, c'est-à-dire séparés de moins de 10 μm , n'est pas différente du remodelage haversien qui existe de façon continue au niveau des os. Les ostéons, qui sont en permanence remaniés à une vitesse de 100 μm par jour, traversent le trait de fracture et lorsque tous les ostéons au niveau de la fracture ont été remodelés l'os a retrouvé sa structure initiale et la guérison est complète^{38,39}.

La guérison primaire peut aussi survenir lorsqu'un espace existe entre les fragments, si cet espace n'est pas supérieur à 800 μm . Dans ce cas, de l'os lamellaire formé par les cellules médullaires et périostées se dépose

perpendiculairement à l'axe longitudinal de l'os. Après quoi, le remodelage haversien procède comme mentionné précédemment pour finalement restaurer l'intégrité de l'os^{38,39}.

En fait, la guérison osseuse primaire ou directe ne survient pas dans les situations naturelles sans une intervention chirurgicale pour réduire précisément et immobiliser très rigidement les fragments osseux.

1.2. Guérison secondaire

La guérison osseuse secondaire est celle qui intervient dans les conditions naturelles après une fracture. Elle se déroule pratiquement comme la guérison par seconde intention des tissus mous et peut être divisée en 3 phases.

Premièrement, la phase inflammatoire survient presque immédiatement après la fracture. Elle est caractérisée par une hémorragie locale marquée en provenance du périoste, du cortex, de la cavité médullaire et des tissus mous adjacents. Une vascularisation extraosseuse néoformée et transitoire se développe dans les heures qui suivent la fracture. Trois à quatre jours après la fracture, la formation d'un tissu de granulation commence^{38,40}.

Faisant suite à la phase inflammatoire, la phase de réparation évolue de la périphérie vers le centre de la fracture et est déjà avancée environ une semaine après le traumatisme initial. Les fragments sont progressivement pontés par un cal d'abord formé de vaisseaux sanguins néoformés et de tissu fibreux puis de cartilage et enfin d'os spongieux^{25,38,40}. La formation d'un cal est caractéristique de la guérison osseuse secondaire. Le cal qui se forme autour des fragments est appelé cal périosté et le cal qui se forme entre les fragments ou à l'intérieur de la cavité médullaire est appelé cal endosté. Le cal

est formé à partir de cellules mésenchymateuses pluripotentielles dont l'origine exacte et le mode de différenciation restent encore controversés.

La troisième phase de la guérison osseuse secondaire est la phase de remodelage. Cette phase commence après la stabilisation des fragments par le cal osseux. C'est un processus lent au cours duquel le cal et l'os changent de forme pour atteindre une fonction et une solidité optimales. Ces changements de forme sont engendrés par les modifications de l'environnement biomécanique de la fracture et sont le résultat d'un équilibre entre la résorption ostéoclastique et la synthèse ostéoblastique gouvernées par la loi de Wolff^{38,40}. A la fin de la phase de remodelage, l'os cortical a retrouvé son architecture haversienne (ou ostéonale) et la cavité médullaire est rétablie.

2. Effets de la rigidité de la fixation sur la guérison osseuse

Il faut noter que selon le degré de déformation relative (ou «strain» en anglais) des tissus au niveau du site de fracture, le type de tissu qui se forme varie. Le tissu de granulation peut tolérer une déformation de 100 pour-cent, le fibrocartilage seulement 10 pour-cent et l'os moins de 2 pour-cent⁴¹. Ainsi plus la fixation est rigide, moins il se formera de tissus intermédiaires tels les tissus de granulation, fibreux et cartilagineux et plus il se formera directement de l'os⁴².

Un plâtre correctement appliqué contrôle les forces de flexion et de rotation qui s'appliquent à la fracture. Cependant, le degré de rigidité atteint est inférieur à celui obtenu avec des appareils de fixation interne ou externe. La guérison se fait essentiellement par formation d'un cal périosté et endosté²².

L'utilisation d'une tige intramédullaire permet seulement le contrôle des forces de flexion et résulte en une fixation moins rigide que l'utilisation d'une plaque ou d'un AFE^{8,22}. Cela entraîne la formation de cal périosté et endosté en quantités plus ou moins importantes selon que la tige est moins ou plus solidement ancrée dans les abouts osseux. Les fractures stabilisées avec une tige guérissent essentiellement par formation d'un cal périosté car la formation d'un cal endosté est limitée par la présence de la tige⁴².

Les plaques permettent de contrôler efficacement toutes les forces qui s'appliquent au niveau d'une fracture²². Les fractures traitées avec une plaque très rigide (en acier inoxydable par exemple) et une mise en compression des fragments peuvent théoriquement guérir par guérison primaire pure sans formation de cal^{8,42}. Cependant, il semble que, même dans ces conditions, peu de fractures guérissent sans formation d'un minimum de cal⁸. Une plaque peut à l'occasion être trop rigide et entraîner, à long terme, une résorption et une fragilisation osseuses connues sous le nom de protection de stress. Des matériaux tel le titane qui confèrent à la plaque des propriétés mécaniques plus proches de celles de l'os sont de plus en plus utilisés^{8,43}.

De même que les plaques, les AFE sont capables de contrôler toutes les forces qui agissent au niveau d'une fracture. Contrairement aux plaques, les AFE peuvent être construits et modifiés par le chirurgien pour obtenir des rigidités variables²². La guérison osseuse de fractures stabilisées avec fixation externe présente des particularités uniques. D'abord, tous les types de guérison osseuse peuvent survenir avec les AFE selon la rigidité de ces derniers et la nature du contact entre les fragments osseux^{6,41}. Une guérison indirecte dans les premiers stades de la guérison procurant une stabilité précoce à la fracture suivie d'une guérison de type haversien qui apporte une solidité optimale dans le long terme est courante avec les AFE. Il semble que cela pourrait être une

combinaison idéale quant à l'efficacité de la guérison^{6,23}. Ensuite il faut noter la guérison osseuse particulière observée dans les fractures très comminutives réduites de façon fermée et immobilisée avec un AFE. Il y a dans ce cas une production osseuse directe endostée qui relie les fragments et formation limitée du cal périosté. Malgré le fait que ces fractures soient très instables, il y a radiographiquement union osseuse avec un minimum de prolifération osseuse périostée^{3,25,28}.

3. Effets de la stimulation mécanique sur la guérison osseuse

Définitions: deux concepts reviennent souvent lorsqu'il est question de l'environnement mécanique des fractures immobilisées par fixation externe. Premièrement, la **dynamisation** qui est réalisée avec des AFE conçus spécialement à cet effet autorisant une mise en charge axiale répétée de l'os tout en contrôlant les forces de flexion et de torsion. La stimulation mécanique se fait alors seulement en compression. La dynamisation peut se faire de façon passive lorsque c'est le patient qui génère les forces de compression par la marche ou de façon active lorsqu'un appareil est utilisé pour comprimer cycliquement la fracture^{9,11-13}. Les AFE permettant la dynamisation ne sont pas utilisés en médecine vétérinaire essentiellement à cause de leur coût élevé. Deuxièmement, la **déstabilisation** d'un AFE consiste à convertir un AFE initialement très rigide en un AFE de moins en moins rigide en retirant des tiges, des barres ou une combinaison des deux du montage^{3,17,25}. La déstabilisation revient à désassembler le montage au cours de la guérison pour transmettre de plus en plus de forces au cal osseux en formation. Lors de la déstabilisation, un AFE devient moins rigide dans tous les plans (compression, flexion, torsion). Une dynamisation survient donc lors

de la déstabilisation mais la fracture est également soumise à plus de contraintes en flexion, en torsion et en cisaillement.

Plusieurs études ont montré que la stimulation mécanique axiale d'une fracture accélérât et améliorerait sa guérison^{7,11,12}. L'instabilité axiale est bénéfique alors que l'instabilité dans les autres plans peut être néfaste⁴⁴. Il est à noter que certains investigateurs utilisaient un modèle de fracture transverse pour leurs études et que, dans ce cas, la dynamisation peut avoir un effet simplement en réduisant l'espace entre les fragments et peut-être pas en stimulant la formation osseuse¹³. Il existe un facteur temporel important dans le processus de dynamisation. Cependant le moment optimal pour cette dernière reste incomplètement déterminé. Il apparaît, d'après plusieurs études récentes chez l'homme et l'animal, que la dynamisation devrait être débutée 3 à 4 semaines après immobilisation de la fracture^{45,46}.

Il semble aussi bien accepté que la déstabilisation d'un AFE puisse être favorable à la guérison osseuse. Cependant, la méthode de déstabilisation optimale et les mécanismes par lesquels elle agit restent incertains^{3,10,17,25}. La transmission accrue des forces mécaniques au cal osseux semble être le facteur responsable de la stimulation osseuse. Peu d'études ont été conduites en médecine vétérinaire sur ce sujet. En fait, la majorité des textes se réfèrent à deux études de Egger et al^{17,47}. Dans ces études, la déstabilisation s'est avérée bénéfique dans un modèle de fracture transverse stable mais aussi dans un modèle de fracture oblique instable. Cet effet bénéfique s'est révélé lorsque la déstabilisation était réalisée à 6 semaines. La déstabilisation réalisée de 1 à 4 semaines s'est avérée néfaste car trop précoce et la déstabilisation effectuée à 12 semaines n'a pas eu d'effet par rapport à une immobilisation de rigidité constante. L'AFE utilisé dans cette étude était un AFE de type III très rigide et rarement utilisé en pratique même pour des fractures multiples²⁸.

Chapitre deuxième

ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

Comparison of Early and Progressive versus Late and Sudden Destabilization of a Type II External Fixator Used to Stabilize an Oblique Unstable Tibial Osteotomy in Dogs

JEROME AUGER, DMV, DES, Diplomate ACVS, JACQUES DUPUIS, DMV, MS, Diplomate ACVS, FRANCIS BOUDREAULT, B.Eng., M.Sc., PHILIPPE PARE, B.Eng., GUY BEAUREGARD, DMV, and LUC BRETON, DMV, M.Sc.

From the Department of Clinical Sciences, Faculté de Médecine Vétérinaire, Université de Montréal, Saint-Hyacinthe, Québec, Canada and, École Polytechnique de Montréal, Biomedical Engineering Institute, Montréal, Québec, Canada

Supported by a grant from Le Fonds du Centenaire de la Faculté de Médecine Vétérinaire, Université de Montréal and by Imex Inc., Longview, TX

Presented in part at the 1999 ACVS Symposium, San Francisco, CA

I. Structured abstract

Objective – To compare the biomechanical effects of early and progressive versus late and sudden destabilization of a type-II external skeletal fixator (ESF) used to stabilize an oblique unstable tibial osteotomy in dogs.

Study Design – In vitro, in vivo and ex vivo experimental study.

Animal Population – Twelve healthy, orthopedically sound, adult dogs.

Methods – The biomechanical characteristics of the type-II ESF made of two threaded and four smooth pins, used in this study, were determined with a materials testing machine. This fixator was applied to both tibiae of two groups of six dogs to stabilize a 2-mm wide oblique osteotomy. One fixator on each dog remained unchanged throughout the 11-week study (control group). The fixator on the opposite limb was destabilized late and abruptly in one group of dogs and early and progressively in the other. Dogs were followed clinically and radiographically and their gait was analyzed using a force plate. All dogs were euthanatized at 11 weeks. All tibiae were scanned to determine cross-sectional callus area in the center of the osteotomy and subjected to biomechanical tests to determine mean pull-out strength of smooth transfixation pins and callus strength and stiffness.

Results – Stiffness of the type-II ESF used in this study was 578 N/mm in axial compression, 0.767 Nm/deg in torsion, 261 N/mm in medio-lateral bending and 25 N/mm in cranio-caudal bending. Peak vertical forces of the hind limbs were significantly lower at 2.5 and 5 weeks than before surgery. Peak vertical forces of the hind limbs did not change before and after destabilization. No significant differences could be detected between the two destabilization groups and between the control tibiae and both destabilization groups with regards to radiographic evaluation of the healing osteotomy, cross-sectional periosteal callus area, mean pull-out strength of smooth transfixation pins, callus strength and callus stiffness.

Conclusions and Clinical Relevance – Bone healing of unstable osteotomies stabilized with a type II ESF, consisting of two threaded and four smooth pins, is not significantly enhanced by staged destabilization of the fixation as performed in this study. This study does not support systematic destabilization of similar type II ESF used for the treatment of unstable tibial fractures.

II. Introduction

External skeletal fixators (ESF) have regained popularity among veterinary surgeons in the past 20 years. Better knowledge and understanding of techniques of application and biomechanics of ESF are in part responsible for their increased use in practice.^{1,2} Bone healing patterns associated with ESF use have also been studied.^{3,4}

ESF have distinct advantages compared to other methods of orthopedic fixation. They are versatile and can be applied with minimal disruption of the fracture environment. They permit staged disassembly or destabilization and this allows stimulation of bone healing by progressively increasing the loads transmitted through the callus.¹ However, the optimal destabilization protocol remains undetermined.

Egger et al demonstrated the benefit of one-stage destabilization of a type III ESF into a type I, 6 weeks after application, for healing of both transverse and oblique canine osteotomies.^{5,6} In practice, severely comminuted radial or tibial fractures can be stabilized successfully with type II ESF.⁷ It has been shown that early mechanical stimulation, in the first weeks following repair with external fixation, is beneficial to fracture healing.⁸⁻¹⁰

Our hypothesis was that early (before 6 weeks) and progressive destabilization of external fixation would be better than late and sudden destabilization in enhancing bone healing. The purposes of this study were to compare biomechanically, radiographically and tomographically two sequences of destabilization of a type II ESF, to determine if destabilization of a type II ESF has a positive effect on bone healing as it does for a type III ESF, to objectively monitor limb use throughout the study, specifically before and after destabilization, and finally to evaluate the effects of destabilization on pin loosening.

III. Materials and methods

This study was divided into two parts. Part one, an in vitro study, consisted of determining the biomechanical properties of the various configurations of the ESF to be used in part two and in selecting two destabilization sequences of this fixator. Part two consisted of an in vivo and ex vivo study to test the study hypothesis in two groups of six dogs.

1. Part one (in vitro study)

A medium six-pin type II ESF (Imex Veterinary Inc., Longview, TX) made of two centrally positive threaded pins (Imex Centerface, Standard Thread Profile, 3.2-mm (1/8-in) shank diameter, 4.0-mm (5/32-in) thread diameter) and four 3.2-mm (1/8-in) smooth Steinmann pins was designed (Fig 3, p 66). For further understanding, the fixation pins were numbered from 1 to 6 from the most proximal to the most distal pin respectively. Using this identification, pin #1 and pin #6 were threaded pins and pins #2 to #5 were smooth pins. The pins were connected to 4.8-mm (3/16-in) external bars with medium clamps (Imex Veterinary Inc.). All clamps were tightened to 4 Nm with a torque wrench (Torqueleader, M.H.H. Engineering Ltd, Bramley, U.K.).

The size of this fixator was designed to fit the tibiae of mesomorphic dogs (Labrador-like) weighing approximately 30 kg. Measurements taken from radiographs of clinical patients weighing between 25 and 35 kg revealed an average tibial length of 21 cm. Therefore it was decided to place pin #1 and pin #6 16 cm apart. A sterilizable jig was designed and custom-built to reproducibly apply the fixator in both the in vitro and the in vivo study.

In part one of the study, the ESF was applied to 15.9-mm-diameter acrylic rods (Johnston Industrial Plastics, Montreal, Canada). Holes were predrilled with a 2.7-mm drill bit to facilitate insertion of the pins and to avoid heating. Pins #2 to #5 were angled in order to optimize the stability and rigidity of the ultimate type I fixator.¹¹ Once the fixator was applied, a central 2-cm section was removed from the acrylic rod with an electrically powered saw. Destabilization of the type II ESF was performed by cutting pins off the lateral side of this fixator to gradually reach a type I ESF. Five configurations were obtained (Fig 4, p 67). Each configuration was tested to determine its stiffness in axial compression, cranio-caudal and medio-lateral four-point-bending, and torsion using a materials testing machine (Instron model 8521, Instron Corp., Canton, MA).

Four constructs of the least stiff bilateral fixator (configuration #4) and the type I fixator (configuration #5) were loaded to failure in the four modes of testing to determine yield loads not to be exceeded during further testing. Visual inspection of the constructs after failure showed that no deformation occurred within the connecting clamps. One construct of each configuration was tested in the four loading modes in a repetitive manner (n = 7) within the elastic range not exceeding 75% of the predetermined yield loads. The first test served as pre-loading and was discarded. The mean of

the 6 trials for each configuration was calculated for all loading modes. Load was applied at a speed of 5 mm/min for compression and cranio-caudal and medio-lateral bending tests and at 15 deg/min for torsion tests. Data were acquired with a compatible 386-PC and dedicated software (Max 4.2, Instron Corp., Canton, MA) at 10 Hz for compression and torsion tests and at 5 Hz for bending tests. They were analyzed off-line with a spreadsheet (Excel 95, Microsoft Corp., Seattle, WA).

Stiffness was defined as the slope of the straight line fitted to the load/displacement curve by linear regression. Mean stiffness for each configuration in each loading mode is reported in N/mm for axial compression and cranio-caudal and medio-lateral bending tests and in Nm/deg for torsion tests.

2. Part two (in vivo and ex vivo studies)

The experimental protocol was approved by the Animal Care and Use Committee of the University of Montreal which complies with the guidelines of the Canadian Council on Animal Care. Twelve mesomorphic mixed breed adult female dogs weighing from 25 to 38 kg were used. Dogs were housed individually in large runs and leash-walked outside twice daily. They were fed commercial dry canine maintenance food. For each dog, a

complete physical and orthopedic examination was performed and a blood sample was collected for biochemical and hematological profiles. Radiographs of the hips and both tibiae were obtained to rule out hip dysplasia, verify that the proximal tibial growth plate was closed and that both tibiae and stifle joints were normal. Ground reaction forces of the hind limbs were studied with a force plate (Model OR6-6, Advanced Mechanical Technologies Inc., Watertown, MS) connected to an IBM-compatible micro-computer using specially designed software (Vetforce, Sharon Software Inc., Dewitt, MI) for acquisition, analysis and storage of data. Data were transferred to a spreadsheet for further analysis (Excel 97, Microsoft Corp., Seattle, WA). Dogs were trotted at a velocity between 1.9 and 2.1 m/s by one handler through a walkway with a centrally located platform permanently mounted into and level with the floor. Velocity was maintained within the above range by timing each passage with a chronometer and by controlling stance time.¹² A valid trial consisted of observed distinct ipsilateral forefoot and hindfoot strikes on the force plate. A minimum of six successful trials were recorded for the right and left limbs of each dog. For this study, only peak vertical forces (PFz) were analyzed. Twelve healthy adult dogs with a symmetric gait and no signs of orthopedic disease were

ultimately selected to be used in this study. Dogs were randomly assigned to one of two groups of six dogs each.

2.1. Surgical procedure

Dogs were premedicated with a combination of acepromazine maleate (0.05 mg/kg), oxymorphone hydrochloride (0.1 mg/kg) and glycopyrrolate (0.01 mg/kg) given intramuscularly (IM). Anesthesia was induced with thiopental sodium (10 mg/kg given intravenously to effect) and maintained with isoflurane in oxygen after endotracheal intubation. All dogs received cefazolin (22 mg/kg IV) after anesthetic induction and every 2 hours during the surgical procedure. Both hind limbs were prepared for aseptic surgery and one limb (alternately the right or the left) was attached to a hook in the ceiling and hung in as vertical a position as possible when viewed in both the sagittal and transverse planes. The limb was then draped appropriately. Although surgeons were standing on each side of the operating table, the primary surgeon worked on the medial aspect of the tibia.

Using measurements obtained from preoperative radiographs to allow central placement of the fixator on each tibia, the most distal pin (threaded) was inserted first, from medial to lateral, after a hole was predrilled with a 2.7-mm drill bit. The positioning jig was fixed to that first pin and pins #1,

#2, #4 and #5 were inserted after predrilling a 2.7-mm hole for threaded pin #1. All pins were inserted using a low-speed cordless drill (PS 330, Black & Decker, Towson, MD). The lateral bar was connected to the fixation pins and clamps were tightened. A limited approach to the medial tibia was performed with minimal stripping of the periosteum. A cutting guide was fixed to the jig and a 55-degree oblique osteotomy was performed from medial to lateral with an oscillating saw and a 1.63-mm-thick blade (Maxi-driver and L126 blade, 3M Canada, Inc., London, ONT). The osteotomy site and blade were irrigated with sterile saline during the entire cutting process. The width of the osteotomy gap was validated with a 2-mm-thick gauge. The surgical site was flushed with sterile saline and the tibial approach was closed in three layers. Pin # 3 was inserted and the medial connecting bar was placed. A fibular osteotomy approximately 20 mm in length was made at the level of the tibial osteotomy through a separate lateral approach using small bone-cutting forceps. This approach was closed in two layers. Final adjustment of the ESF was made so that the tibia was in the center of the fixator and the distance between the two parallel connecting bars was 84 mm. All clamps were tightened to 4 Nm with a torque wrench (Torqueleader, M.H.H. Engineering Ltd, Bramley, U.K.). The same procedure was repeated for the opposite tibia (right or left alternately).

Caudo-cranial and medio-lateral (Fig 5, p 68) radiographs were taken to confirm the fixator position and the osteotomy gap. Povidone-iodine ointment was applied on each pin exit site. A mildly compressive bandage consisting of sterile gauze placed underneath the connecting bars and around the fixation pins wrapped with conforming gauze and tape was applied to the leg and ESF to prevent post-operative swelling and protect the ESF.

2.2. Postoperative care

For postoperative analgesia oxymorphone hydrochloride (0.05 mg/kg) was administered IM at extubation and every 4 hours for 12 hours. Ketoprofen (2 mg/kg) was administered IM immediately after surgery and 24 hours after the first dose. Ketoprofen was given at 1 mg/kg orally once a day for 5 days after the second injectable dose. The compressive bandage was changed daily for 7 days after which only a protective bandage covering the connecting bars and clamps was applied. This bandage was changed weekly at which time all clamps were checked with the torque wrench to maintain a 4 Nm torque and prevent potential loosening. The points of exit of each pin were cleansed with cotton-tipped applicators and 0.05 per cent chlorhexidine gluconate solution every two to three days. Whenever an abnormal suppurative discharge was present it was sampled and submitted

for microbiologic culture. Appropriate oral antibiotics were given when deemed necessary.

2.3. Experimental design and follow-up procedures

In vivo study: Duration of the in vivo study was 11 weeks. The first operated dog was assigned to group I and the second to group II and so forth until all dogs were operated. Four dogs were operated and followed at a time. All distressing manipulations were done under sedation with a combination of acepromazine maleate (0.05 mg/kg) and oxymorphone hydrochloride (0.05 mg/kg) or butorphanol tartrate (0.1 mg/kg) given intravenously. In both groups, one hind limb (right or left alternately) served as control and the fixator on this limb was left intact throughout the study. The fixator on the opposite limb was destabilized over time. In group I, destabilization was performed late and abruptly by transforming the type II fixator into a type I at 7.5 weeks postoperatively (Fig 6, p 69). This was done by cutting all pins off the lateral side of the fixator keeping only the medial half of the transfixation pins and medial connecting bar. In group II, destabilization was performed early and progressively at 2.5, 5 and 7.5 weeks by cutting off pins #2 and #5, pins #3 and #4 and pins #1 and #6 in this order at the three destabilization times (Fig 6, p 69). Radiographs of

both tibiae of all dogs were taken at 2.5, 5, 7.5 and 11 weeks. This was achieved using a specially designed jig which allowed constant positioning of the leg on the radiographic table and allowed two orthogonal views to be obtained with the limb and fixator at a 45-degree angle of internal or external rotation from the table. In this way, the fixation clamps did not interfere with any of the views. Force plate measurement of PFz of the hind limbs was performed on each dog before surgery and at 2.5, 5, 7.5 and 11 weeks according to the protocol described above. This was repeated 24 hours after each destabilization whenever it was performed (at 7.5 weeks in group I and at 2.5, 5 and 7.5 weeks in group II). All dogs were sacrificed at 11 weeks with an overdose of sodium pentobarbital (102 mg/kg intravenously).

Ex vivo study: Immediately after euthanasia, both tibiae of each dog were harvested. Smooth fixation pins that were loose and could be pulled by hand with the slightest traction load were removed and were assigned a pull-out strength value of 0 Newton. The distal and proximal threaded pins were always left in place. Tibiae were individually identified, wrapped in saline-soaked laparotomy sponges and stored in plastic bags at -20° Celsius until testing. The tibiae were scanned (HiSpeed Advantage CT, GE Medical Systems, Milwaukee, WI) in a plane perpendicular to the long axis of the

bone. A coronal section through the center of the osteotomy was obtained. These CT images were digitalized with an image scanner (HP ScanJet 5100C, Hewlett Packard, Valencia, CA) and associated software (PrecisionScan, Hewlett Packard, Valencia, CA). Images were processed with a specialized software (Paint Shop Pro 4.12, Jasc Software, Toronto, Canada). The periosteal callus area at the center of the osteotomy was measured using a pixel-based approach. All tibiae were later biomechanically tested. On the day of testing, the tibiae were thawed for at least one hour in a saline bath at room temperature. During all following procedures, the tibiae were irrigated intermittently with saline to avoid drying. Pull-out strength of smooth pins that were not removed at the time of collection was measured using a chuck fixed to a mechanical testing machine (Bionix 858, MTS Systems Corp, Minneapolis, MN). Traction was applied at a speed of 10 mm/min and data were acquired at 10 Hz with a compatible 386 PC and dedicated software (Labtech Notebook 6.12, Laboratory Technologies Corp., Andover, MA). Pull-out strength was defined as the maximum load necessary to initiate pin motion. This corresponded to the point on the load/displacement curve where the slope first decreased. After completion of the pull-out tests, both extremities of each tibia were stripped of remaining soft tissues and periosteum. Two

additional 3.2-mm (1/8-in) smooth Steinmann pins were inserted perpendicularly next to the proximal threaded pin and another two were inserted next to the distal threaded pin to increase purchase within the embedding cast. Each extremity of the tibia was embedded in a specially designed fixture using dental polymethylmethacrylate cement (DP97, DenPlus Inc., Montreal, Canada). This left an unembedded segment of 9 cm of the mid-diaphysis of the tibia including the osteotomy site. Each vertically embedded tibia was then placed and fixed on the materials testing machine (Bionix 858, MTS Systems Corp, Minneapolis, MN). A 25-mm extensometer (Model 632.12, MTS Systems Corp., Minneapolis, MN) coupled to a 25-mm extender (Model 632.15C-30, MTS Systems Corp., Minneapolis, MN) that spanned the osteotomy line and periosteal callus was installed on the lateral aspect of the tibia to measure stiffness of the healing osteotomy and associated callus (this composite extensometer is further referred to as the 50-mm extensometer). An 8-mm extensometer (Model 632.26, MTS Systems Corp, Minneapolis, MN) was applied to the cranio-medial aspect of the tibia distal to the periosteal callus to measure stiffness of the intact bone. The neutral plane of each tibia was determined through a preliminary non-destructive test and the extensometers were placed accordingly. A test in traction to failure at 1 mm/min was then performed

(Fig 7, p 69). Data were acquired at 5 Hz with a compatible 386 PC and dedicated software (Labtech Notebook 6.12, Laboratory Technologies Corp., Andover, MA). Two load/displacement curves were generated from the loads measured with the MTS load transducer (Model 661.19 C-04, MTS Systems Corp, Minneapolis, MN) and the displacement recorded through both extensometers (Fig 8 and 9, p 70 and 71). Stiffness was defined as the slope of the straight line fitted to the load/displacement curve by linear regression. Stiffness of the healing callus was determined from the 50-mm extensometer curve and stiffness of the intact tibia was approximated from the 8-mm extensometer curve. In order to estimate initial stiffness of the mid-tibia at the level of the osteotomy, it was assumed that the cross-sectional cortical area and Young's modulus were constant over the length of tibia that bore the extensometers. The stiffness values obtained for both distal tibiae (8-mm extensometer) of the same dog were averaged for further analyses on the assumption that mechanical properties of a pair of normal canine tibiae are identical.¹³ The maximum load reached before failure was recorded. Each specimen was inspected visually to determine the mode of failure.

2.4. Data analysis

Radiographs: two radiologists (GB and LB) evaluated the radiographs at the same time. They analyzed descriptively the radiographs at 2.5, 5 and 7.5 weeks as they would do in their radiology report for clinical cases. To allow comparison between tibiae at 7.5 and 11 weeks, radiographic healing of the osteotomy was described as incomplete healing (the fixator should not be removed yet), marginal healing, and complete healing (the fixator can be safely removed). At 11 weeks, radiographic healing was graded according to the scoring system showed in Table 1 for statistical analysis.

Force plate analysis: PFz of the hind limbs were compared at the different time points of the study to determine whether limb use would differ over time. For each dog, PFz of the control limb were compared to PFz of the destabilized limb at each time point to determine whether dogs would continue to use their limbs symmetrically throughout the study. Finally, the difference between PFz of the destabilized limb and PFz of the control limb were compared before and 24 hours after destabilization to determine the effect of destabilization on limb use. The difference between the mean PFz of both limbs rather than the PFz of the destabilized limb only was used to account for interday variability.¹⁴

Periosteal callus area: The cross-sectional area of the periosteal callus at the center of the osteotomy of all tibiae was compared in both groups.

Biomechanical data: Pull-out strength (POS) values of the four smooth pins were averaged for each tibia. Maximum load supported by the healing osteotomy before failure was compared in both groups. Callus stiffness was compared in both groups and the ratio of the callus stiffness versus stiffness of the intact bone was also compared to try to attenuate inter-individual variability.

For all data, when statistical analysis revealed no significant differences between the two sequences of destabilization, the data of both groups were pooled to compare the effect of destabilization versus no destabilization. Results were analyzed to detect possible correlations between radiographic scores and final callus stiffness and maximum load to failure, POS values and final callus stiffness, and callus area and final callus stiffness.

2.5. Statistical analysis

Weights of dogs in each group were compared with the Wilcoxon's two-sample test. Radiographic scores were compared using a contingency table with the G test of independence. PFz at the different time points were

compared using repeated measures analysis of variance (ANOVA). PFz of the destabilized limb versus the control limb were compared for each dog at each time point using the Wilcoxon's two-sample test. The difference between PFz of the destabilized limb and PFz of the control limb before and after destabilization were compared using the Wilcoxon's signed-ranks test. Cross-sectional callus areas, mean POS values, maximum load to failure of the healing osteotomies, callus stiffness, and the ratios of callus stiffness versus stiffness of the intact bone in both groups were compared using repeated measures analysis of variance with the side (control versus destabilized) as the repeated factor and the mode of destabilization (early and progressive versus late and sudden) as the experimental factor. For this analysis, p values are reported for the effect of group, the effect of side (control versus destabilization), and the interaction between the two (which reflects whether the effect of the destabilization mode was similar in both groups). When a test revealed no significant differences between groups, the data for all destabilized limbs were compared to that of all control limbs (pooled data) using the Wilcoxon signed-ranks test. A Spearman correlation test was applied to radiographic score and callus stiffness, to radiographic score and maximum load to failure, to mean POS and callus stiffness, and to callus area and callus stiffness in both control limbs and destabilized limbs.

Significance level was set at less than 0.05 for all tests except for the Wilcoxon's two-sample test to compare PFz of the destabilized limb versus the control limb which was repeated at each time point (five times) and for which the significance level was set at less than 0.01, a more conservative value. All analyses were performed using SAS statistical software (Version 6.12; SAS Institute, Cary, NC).

IV. Results

1. Part one (in vitro study)

Mean stiffness of the various configurations and the stiffness of each configuration relative to that of the stiffest configuration (type II fixator) for each mode of testing are presented in Table 2. Configuration #3 was slightly stiffer than configuration #2. Therefore it was arbitrarily decided to cut pins #2 and #5 for the 2.5 week destabilization. Thus, axial stiffness of the fixator was decreased by 83% at 7.5 weeks in group I and by 24% at 2.5 weeks, 76 % at 5 weeks and 83 % at 7.5 weeks in group II when compared to the original stiffness of the type II configuration. The highest decrease in stiffness was 88% in medio-lateral bending, 52% in torsion and only 43% in

cranio-caudal bending. The weakest resistance axis was the sagittal plane (cranio-caudal bending) with values ranging from 25 N/mm for the type II fixator to 14 N/mm for type I.

2. Part two (in vivo and ex vivo studies)

All dogs completed the study. Mean weight of dogs in group I was not different from that in group II ($p = 0.34$). Dogs were walking well the first day after surgery except dog #6 in group II that required sling support for 48 hours postoperatively. The most common complication during the study was pin tract infection of various severity. It occasionally caused obvious lameness. All significant infections were successfully controlled by regular cleansing of the pin-skin interface with 0.05% chlorhexidine gluconate and appropriate oral antibiotic treatment chosen according to culture and sensitivity results. Bacteria that were isolated included *Pseudomonas aeruginosa*, *Proteus sp*, *Escherichia coli*, *Pasteurella multocida*, *Enterobacter sp.*, *Enterococcus sp.*, and *Staphylococcus sp*. All isolates were sensitive to at least one of the following antibiotics: enrofloxacin, cloxacillin and cephalixin. When rechecked, during the first three weeks,

many clamps had to be minimally retightened to maintain a 4Nm torque. After this initial period, most clamps retained their torque.

2.1. Radiographs

Early callus formation was observed at 2.5 weeks in a majority of dogs (8/12). Minimal bone lysis around some pin tracts could also be observed in five dogs at that time. Callus formation was radiographically visible in 11 dogs at 5 weeks and bone lysis around at least one pin tract was present in 15/24 tibiae. At 7.5 weeks, only one tibia was considered radiographically to be healed enough for the fixator to be removed. At 11 weeks, only six tibiae (4 in group I and 2 in group II) were considered to be healed enough for the fixator to be removed. Eight tibiae were considered almost healed. No significant difference was detected in radiographic healing in group I versus group II ($p = 0.42$) and no difference was detected in radiographic healing of all destabilized tibiae versus all control tibiae ($p = 0.34$).

2.2. Force plate analysis

When data from all dogs were pooled, PFz of the pelvic limbs were significantly lower at 2.5 and 5 weeks than before surgery ($p = 0.0001$).

However, at 7.5 and 11 weeks, PFz were not different from that before surgery ($p = 0.43$ and 0.66 respectively). When PFz of the destabilized limb were compared to PFz of the control limb for each dog at each time point, it was found that only three dogs used both hind limbs symmetrically throughout the study. For the other dogs, significant differences were detected between PFz generated by the destabilized limb versus the control limb at various times during the study. These variations in limb use were not associated with a specific side and changed over time (for instance, PFz of the destabilized limb were higher than that of the control limb at 5 weeks and this reversed at 7.5 weeks). Lesser use of one hind limb was generally associated with pin tract infection. In one dog that had marked asymmetrical hind limb use at 7.5 weeks, a clamp was found to have loosened on one side. The clamp was tightened back to 4 Nm and force plate analysis performed 24 hours later revealed nearly complete return to symmetry. No significant variation in the difference between PFz of the control limb and PFz of the destabilized limb were detected before and 24 hours after destabilization at any destabilization time.

2.3. Callus area

Cross-sectional periosteal callus areas are presented in Table 3. No significant difference was detected between groups ($p = 0.34$) and between sides ($p = 0.45$). The interaction also proved non-significant between the two destabilization sequences ($p = 0.72$). No difference was detected when all destabilized tibiae were compared to all control tibiae with the Wilcoxon's test ($p = 0.29$). However, it was interesting to note that the periosteal callus was not distributed uniformly around the tibiae but rather was more prominent in the cranio-caudal plane (Fig 10, p 72).

2.4. Biomechanical data

POS values are presented in Table 4. The ANOVA did not reveal a significant difference between groups ($p = 0.56$) nor side ($p = 0.38$) and there was no interaction between both destabilization sequences on mean POS ($p = 0.13$). There was no significant differences between mean POS of all destabilized limbs versus mean POS of all control limbs ($p = 0.58$).

All tibiae loaded in traction fractured through the osteotomy line except one in group I that failed through pin hole #4. Failure always occurred by delamination through the osteotomy line and surrounding callus. Maximum load to failure sustained by the healing callus of all tibiae

is presented in Table 5. Callus stiffness, intact bone stiffness and the ratio of both values are shown in Table 6. For maximum load to failure, there was no significant difference between the two groups ($p = 0.14$), between the two sides ($p = 0.29$) and between the two types of destabilization ($p = 0.62$). No difference was detected between maximum load to failure of all control limbs and that of all destabilized limbs ($p = 0.17$). Final callus stiffness was not significantly different between the two groups ($p = 0.07$), between the two sides ($p = 0.87$) and between the two types of destabilization ($p = 0.25$) nor was it different between all destabilized and all control limbs ($p = 0.62$). Likewise, comparison of the callus stiffness/original stiffness ratio did not reveal any significant difference between both groups ($p = 0.57$), between both sides ($p = 0.65$) and between both destabilization sequences ($p = 0.18$). The Wilcoxon's test showed no significant difference between all control and all destabilized limbs ($p = 0.62$).

2.5. Correlations

There was a trend for a positive correlation between radiographic scores and final callus stiffness ($\rho = 0.48$, $0.05 < p < 0.10$) and a significant positive correlation between radiographic scores and maximum load to failure ($\rho = 0.84$, $0.001 < p < 0.0025$). There was no apparent correlation

between mean POS and final callus stiffness ($\rho = 0.21$, $p > 0.50$). There was a trend for a negative correlation between callus area and final callus stiffness ($\rho = -0.51$, $0.05 < p < 0.10$).

V. Discussion

In studies on biomechanics of orthopedic fixation and bone healing, it is important to characterize and describe stiffness of the apparatus that is used for several reasons. First, by knowing these biomechanical parameters and the weight of the animals, one can infer the amount of mechanical stimulation sustained by the healing callus. Second, mechanical strengths and weaknesses of the apparatus can be determined and healing patterns can be predicted from previously gathered data.^{4,15,16} Finally, and most importantly, stronger comparisons can be made between studies. Although rates and modes of testing were slightly different in Egger's study⁵, stiffness of the type III ESF used in that study can be compared to the stiffness of the type II ESF used in this study. Axial stiffness of the type III ESF⁵ was 709.5 N/mm versus 578.5 N/mm for the type II of our study (72 percent of type III), torsional stiffness was 1.98 Nm/deg versus 0.77 Nm/deg (39 percent of type III) and cranio-caudal stiffness was 100 N/mm versus 25

N/mm. As previously reported¹⁷, the bilateral uniplanar type II ESF is weakest in the cranio-caudal plane. This low stiffness amplifies experimental errors and this probably explains why configuration #3 had a measured stiffness superior to that of configuration #1 in this plane.

Multiple options exist to destabilize an ESF. In this study, it was elected to destabilize the fixator in a way that would be easily carried out in a practical setting. Cutting pins off the lateral side was easily performed with minimal sedation and no complications were associated with the procedure. Two threaded pins and four smooth pins were used for this study. At the time the study was designed, special devices and clamps that allow full use of threaded pins were not widely available. Moreover, many veterinarians still use the standard Kirschner-Ehmer connecting clamps and a combination of smooth and threaded pins because of availability and cost.²

It was decided to tighten the connecting clamps to 4 Nm because we found that Kirschner-Ehmer clamps showed plastic deformation approaching 5 Nm. Some authors reported slippage of the pin in relation to a Kirschner-Ehmer clamp tightened up to 7.8 Nm.²⁰ That study, however, tested only one clamp and that does not reflect what occurs with a construct comprising 6 to 12 clamps (type I and type II ESF) sharing the load. In part one of this study, visual inspection of the clamps and review of the load-

deformation curves did not reveal pin slippage. Since some clamps loosened during the first weeks of this study, it would be safe to tighten the Kirschner-Ehmer clamps to more than 4 Nm in clinical situations and to control clamp tightness at subsequent reevaluations. Tightening to the maximum torque the average surgeon can generate with a screwdriver-type wrench (about 5 Nm, Auger J., unpublished data) appears a reasonable recommendation.

The osteotomy performed in this study was chosen to represent an unstable fracture. An oblique fracture with an interfragmentary gap of 2 mm closely resembles the type of fracture that is commonly encountered in practice. The use of an oblique osteotomy avoids the effect of closure of the fracture gap by axial loading that occurs with transverse osteotomy models.^{5,18} In the case of axial loading, an oblique fracture overrides as opposed to a transverse fracture that compresses.

Adult dogs of the same morphology were used to limit individual variability. Although the exact age of the dogs was unknown, most appeared to be young adult dogs under 3 to 4 years of age except for dog # 12 that subjectively appeared older than 5 years. Stiffness and maximum load to failure of the healing callus obtained for this dog were the lowest of both groups. The fact that each destabilized tibia was compared to the

contralateral control tibia also limits variability. However, bone healing may have different temporal patterns (same basic healing but staggered over time) between individuals and this may be a significant cause of variation.

Not all fractures were radiographically healed by the end of the study. Yet, healing was well underway for all fractures and delayed healing was not present radiographically or clinically. Therefore, the time frame of this study is probably adequate because it covers the phase of active repair when differences in bone healing are likely to be emphasized.²¹

Controversy exists as to whether radiography is an effective means to evaluate bone healing.^{22,23} However, unless other non-invasive techniques become widely available, radiography will remain the tool with which clinicians assess bone healing and decide when to remove a fixation apparatus. It is also from radiographs that most clinicians subjectively decide whether healing is progressing normally or slowly and whether destabilization of the fixation would be beneficial.

Our study did not reveal significant radiographic differences between the two sequences of destabilization and between destabilized and control limbs. However, a strong positive correlation was found between radiographic scores and maximum load to failure of the healing callus. This supports the use of radiography to determine the time for safe removal of the

fixator. In this study, four of the tibiae that had reached a callus stiffness of more than 50 percent of the estimated intact bone stiffness were not considered healed radiographically. Yet, the fixator could have been safely removed if it is reasonable to assume that, under physiological conditions, biological tissues are subjected to forces ranging from one-tenth to no more than one-fifth of their ultimate breaking load.²⁴ Therefore, waiting for complete radiographic union as currently defined by radiologists may potentially lead to undesirable delayed fixator removal.

Force plate analysis is important in bone healing studies using the contralateral limb as a control especially when passive stimulation of the healing callus is expected through weight bearing. Some studies report subjective assessment of the gait or do not mention gait assessment.^{5,6} Although clinically the dogs appeared to walk symmetrically most of the time, force plate analysis revealed significant differences in dynamic weight bearing at several times during this study. This can confound the final results of such a study since weight bearing and hence callus stimulation varies from limb to limb regardless of fixation rigidity. Therefore, one cannot assume that the contralateral limb is an ideal control. However, this remains the best available option because operating only one limb would certainly result in weight transfer to the non-operated limb and result in even

more variation, further enhanced by inter-individual healing differences. The authors think that variations in limb use only minimally affected the final results because, for all dogs in which they were detected, these variations occurred in both directions at different times thereby balancing the amount of stimulation between limbs over the study period. Furthermore, force plate analysis, as it was performed in this study only gives a one-point-in-time picture of actual weight bearing. A strain gauge fixed to the tibia or to the fixator and coupled to a constant recording system would allow a better evaluation of the total mechanical stimulation of the callus. Weight bearing was decreased in the early weeks of the study but had returned to the preoperative levels at 7.5 weeks. Other studies using a similar model reported the same progression in weight bearing.^{4,21} Since direct comparisons of fixation rigidity are not possible between these studies and ours, it is unknown whether decreased weight bearing is secondary to insufficient fixation rigidity or to pain associated with surgical trauma. Limb use did not decrease after destabilization even at 2.5 weeks when bone healing is minimally advanced. Therefore, surgical trauma is probably as important as fixation rigidity to explain limited limb use during the early post-operative weeks. Because our results showed that destabilization had no significant adverse effects on limb use, it is certain that destabilization as

performed in this study actually increased loads transmitted through the callus. This is an important point because passive stimulation of the healing callus is mostly related to limb use.

It appeared very difficult and unreliable to measure the periosteal callus surface from two orthogonal radiographic views. It was almost impossible to distinguish between true callus and periosteal reaction, originating from the pin tracts close to the osteotomy or from surgical trauma, and to follow the contours of the callus on radiographs. Although magnification or digitalization would have helped ²⁵, one study performed on rabbits revealed that callus area as measured from two orthogonal radiographs was the least important predictor of fracture healing strength.²² This is why it was elected to measure the cross-sectional area of the callus at the midpoint of the osteotomy from a CT image. The CT scan also allowed us to measure the cortical area of the tibiae distal to the callus that was used to calculate intact bone stiffness. Since failure occurred through the osteotomy line, only the callus adjacent to the osteotomy gap contributes to final strength and stiffness. Therefore, measuring the callus extending beyond the osteotomy line does not appear useful. No difference in cross-sectional callus area was detected between the two destabilization sequences and between control limbs and destabilized limbs. Callus formation

probably does not vary much within a certain mechanical window. However, a negative correlation was found between callus area and final callus stiffness suggesting that formation of a large callus does not represent optimal healing. It was also noted on the CT images that the callus was irregularly distributed around the tibial diaphysis with the maximal amount of callus in the cranio-caudal plane (weaker plane) and the minimal amount in the medio-lateral plane (stiffer plane). It is likely that the use of circular ESF which allow a more even distribution of stresses across a fracture²⁶ would, in turn, result in a more circumferential callus formation. Currently, many surgeons are not familiar with the use of circular ESF and it is unlikely that they will replace linear ESF for the stabilization of fractures.

No significant effect of destabilization on mean POS values was detected and no correlation between mean POS values and final callus stiffness was found in this study. This is somewhat surprising because it is well accepted that pin loosening is directly related to stresses at the pin-bone interface.²⁷⁻²⁹ Factors other than pin-bone interface stresses probably played an important role in pin loosening in this study. Although basic insertion guidelines were followed to minimize the incidence of pin loosening³⁰, the latter may have occurred because of some degree of thermal necrosis^{29,31} and pin tract infection.³⁰ The occurrence of pin loosening would certainly be

minimized by using smooth pins with a different pin tip design³¹ or by replacing smooth pins by threaded pins inserted after predrilling.³² Pin tips with cutting flutes similar to a drill bit could eliminate the need for predrilling, hence making their insertion easier, and yet limit thermal and mechanical damage to bone.^{29,31} At the time of this study, this technology was not commercially available.

Biomechanical parameters of bone healing such as maximum load to failure sustained by the healing osteotomy and stiffness of the healing callus are of great interest because they demonstrate a tangible picture of bone strength and resistance to deformation. Traction was selected as the mode of testing because it is the standard in materials testing and because of repeatability. Moreover, it allowed placement of two extensometers to measure actual tissue deformation. Since motion of the specimen within the embedding cast is inevitable under high loads, stiffness values obtained from actuator head displacement are very inaccurate. Although a test in torsion would more closely resemble naturally occurring loads, the authors are not aware of a sound transducer that could be used to accurately measure torsional strains for such a test on healed canine tibial osteotomies.

This study failed to demonstrate significant differences in maximum load to failure and final callus stiffness of healing tibial osteotomies

immobilized with a type II ESF when the latter was destabilized late and abruptly versus early and progressively. Moreover, it did not detect significant differences in the same parameters when all control limbs (ESF left unchanged throughout the study) and all destabilized limbs were compared. Even when the individual stiffness of each tibia, which could be a source of variance, was introduced in the analysis, no significant differences could be detected. Because a type II error is possible³³, a difference could actually exist between groups. However, if there is a difference, it is small and probably not clinically relevant.

Several hypotheses may explain why no differences were found between groups in this study, in contrast to other studies.^{5,6} First the incidence of pin loosening may have caused uncontrolled destabilization of the intact fixator thereby attenuating differences. The use of six threaded pins could have eliminated this cause of variation. A type II ESF of the same dimensions as the one used in this study but made of six parallel threaded pins (Imex Centerface, Standard Thread Profile, 3.2-mm shank diameter, 4.0-mm thread diameter, Longview, TX) connected to lateral bars with Securos clamps (Secur-U, Securos Inc, Fiskdale, MA) was tested in compression and torsion as described in the material and methods section of this paper. It was weaker than the ESF used in this study both in

compression (450 N/mm versus 578 N/mm) and in torsion (0.73 Nm/deg versus 0.78 Nm/deg – Paré P., unpublished data). Therefore, it seems unlikely that destabilization of an even less rigid ESF would yield results different from that of this study. However, comparative long term in-vivo stability of these two types of ESF, used in the same situation as that of this study, has not been determined. Another explanation for the absence of significant differences between the various biomechanical situations of this study, is that, within a certain window of mechanical strain, destabilization is not clinically relevant. Also, the use of a much stiffer ESF in the early phases of bone healing may slow down healing and negate one goal of external fixation used for comminuted fractures which is to promote secondary bone healing.³⁴ Therefore, the advantage of destabilizing a type III ESF as demonstrated in other studies^{5,6} may, in fact, be a return to normal bone healing rather than enhanced bone healing. This point of view is shared by several authors in the recent literature.^{34,35} Some of them consider that the use of a frame mounted “in a solid triangular configuration would impede formation of a periosteal and endosteal callus”. As opposed to what many veterinary surgeons do, Kenwright and Gardner³⁵ advocate early instability to stimulate callus formation and late increased stability to

allow maturation of callus into bone. Although it is feasible in human patients, this approach may not be applicable to dogs.

In view of results of this study, in an effort to limit the incidence of pin loosening, it is probably a better option to improve long term construct stability by using positive-profile threaded pins rather than to increase construct rigidity by adding a frame. Prevention of pin loosening must remain a top priority when ESF are used, whether it is achieved through predrilling or better pin tip design. Finally, it seems that systematic destabilization may not be necessary to allow timely healing of unstable fractures immobilized with type II ESF. Different clinical situations may require different approaches and slow-healing fractures may still benefit from a gradual increase in loading by progressive removal of fixation. However, the benefit of this practice may be due more to alleviation of stress protection than to actual bone healing stimulation.³⁶

VI. References

1. Egger EL: External skeletal fixation-General principles, in Slatter DH (ed): Textbook of Small Animal Surgery (ed 2). Philadelphia, PA, Saunders, 1993, pp 1641-1656
2. Johnson AL, DeCamp CE: External skeletal fixation. Vet Clin North Am Small Anim Pract 29:1135-1152, 1999
3. Williams EA, Rand JA, An KA, et al: The early healing of tibial osteotomies stabilized by one-plane or two-plane external fixation. J Bone Joint Surg 69-A:355-364, 1987
4. Aro HT, Chao EYS: Bone-healing patterns affected by loading, fracture fragment stability, fracture type and fracture site compression. Clin Orth 293:8-17, 1993
5. Egger EL, Hestand MB, Norrdin RW et al: Canine osteotomy healing when stabilized with decreasingly rigid fixation compared to constantly rigid fixation. Vet Comp Orth Traumatol 6:182-187, 1993
6. Egger EL, Lewallen DG, Norrdin RW et al: Effects of destabilizing rigid external fixation on healing of unstable canine osteotomies. Proc 34th Annual Meet Orth Res Soc, Atlanta, 302, 1988 (abstr)
7. Johnson AL, Seitz SE, Smith CW, et al: Closed reduction and type II external fixation of comminuted fractures of the radius and tibia in

- dogs : 23 cases (1990-1994). *J Am Vet Med Assoc* 209:1445-1448, 1996
8. Goodship AE, Kenwright J: The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg* 67-B:650-655, 1985
 9. Kenwright J, Goodship AE, Kelly DJ, et al: Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. *Lancet* 2:1185-1187, 1986
 10. Kershaw CJ, Cunningham JL, Kenwright J: Tibial external fixation, weight bearing, and fracture movement. *Clin Orth* 293:28-36, 1993
 11. Piermattei DL, Flo GL: *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* (ed 3). Philadelphia, PA, Saunders, 1997, pp 73-85
 12. McLaughlin RN, Roush JK: Effects of subject stance time and velocity on ground reaction forces in clinically normal Greyhounds at the trot. *Am J Vet Res* 55:1666-1671, 1994
 13. Markel MD, Sielman E, Rapoff AJ, et al: Mechanical properties of long bones in dogs. *Am J Vet Res* 55: 1178-1183, 1994
 14. Rumph PF, Steiss JE, West MS: Interday variation in vertical ground reaction force in clinically normal Greyhounds at the trot. *Am J Vet Res* 60:679-683, 1999

15. Chao EYS, Aro HT, Lewallen DG, et al: The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clin Orth* 241:24-35, 1989
16. O'Sullivan ME, Chao EYS, Kelly PJ: The effects of fixation on fracture-healing. *J Bone Joint Surg* 71-A:306-310, 1989
17. Palmer RH, Hulse DA, Hyman WA, et al: Principles of bone healing and biomechanics of external fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:45-68, 1992
18. Egger EL, Gottsauner-Wolf F, Palmer J, et al: Effects of axial dynamization on bone healing. *J Trauma* 34:185-192, 1993
19. Egger EL: Instrumentation for external fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:19-43, 1992
20. Kraus KH, Wotton HM, Rand WM: Mechanical comparison of two external fixator clamps designs. *Vet Surg* 27:224-230, 1998
21. O'Sullivan ME, Bronk JT, Chao EYS, et al : Experimental study of the effect of weight bearing on fracture healing in the canine tibia. *Clin Orth* 302:273-283, 1994
22. Panjabi MM, Walter SD, Karuda M, et al: Correlations of radiographic analysis of healing fractures with strength: a statistical analysis of experimental osteotomies. *J Orthop Res* 3:212-218, 1985

23. Sano H, Uthoff HK, Backman DS, et al: Correlation of radiographic measurements with biomechanical test results. *Clin Orth* 368:271-278, 1999
24. Elliot DH: Structure and function of mammalian tendon. *Biol Rev* 40:392-421, 1965
25. Aro HT, Kelly PJ, Lewallen DG, et al: The effects of physiologic dynamic compression on bone healing under external fixation. *Clin Orth* 256:260-273, 1990
26. Lewis DD, Bronson DG, Samchukov ML, et al: Biomechanics of circular external skeletal fixation. *Vet Surg* 27:454-464, 1998
27. Aro HT, Markel MD, Chao EYS: Cortical bone reactions at the interface of external fixation half-pins under different loading conditions. *J Trauma* 35:776-785, 1993
28. Pettine KA, Chao EYS, Kelly PJ: Analysis of the external fixator pin-bone interface. *Clin Orth* 293:18-27, 1993
29. Clary EM, Roe SC: Enhancing external skeletal fixation pin performance: consideration of the pin-bone interface. *Vet Comp Orth Traumatol* 8:1-8, 1995
30. Harari J: Complications of external fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:99-107, 1992

31. Matthews LS, Green CA, Goldstein SA: The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg* 66-A:1077-1083, 1984
32. Clary EM, Roe SC: In vitro biomechanical and histological assessment of pilot hole diameter for positive-profile external skeletal fixation pins in canine tibiae. *Vet Surg* 25:453-462, 1996
33. Markel MD: The power of a statistical test. What does insignificance mean? *Vet Surg* 20:209-214, 1991
34. Hente R, Cordey J, Rahn BA, et al: Fracture healing of the sheep tibia treated using a unilateral external fixator. Comparison of static and dynamic fixation. *Injury* 30:S-A44-S-A51, 1999
35. Kenwright J, Gardner T: Mechanical influences on tibial fracture healing. *Clin Orth* 355S: S179-S190, 1998
36. O'Doherty DM, Butler SP, Goodship AE: Stress protection due to external fixation. *J Biomechanics* 28:575-586, 1995

VII. Tables

Table 1. Scoring system for radiographic interpretation of osteotomy healing.

Radiographic impression	Score
Healing of control side more advanced than destabilized side	1
Healing even on both sides	2
Healing of destabilized side more advanced than control side	3

Table 2. In vitro study on acrylic rods. Mean stiffness \pm SD of the five configurations tested in the four modes of testing and relative stiffness (percentage) compared to the type II ESF (configuration #1).

<i>Configuration</i>	Compression (N/mm)	Torsion (Nm/deg)	Medio-lateral bending (N/mm)	Cranio-caudal bending (N/mm)
1 (type II)	578.5 \pm 6	0.767 \pm .004	260.9 \pm 13.5	25.1 \pm 1.5
2	353.9 \pm 4.7 (61%)	0.633 \pm .003 (83%)	137.3 \pm 5.8 (53%)	18.9 \pm 0.6 (75%)
3	437.5 \pm 8.9 (76 %)	0.623 \pm .003 (81%)	184.5 \pm 3.5 (71%)	27.2 \pm 1.0 (108%)
4	158.2 \pm 1.6 (24%)	0.536 \pm .006 (70%)	72.5 \pm 1.7 (28%)	13.5 \pm .3 (54%)
5 (type I)	95.7 \pm .4 (17%)	0.369 \pm .003 (48%)	31.2 \pm .4 (12%)	14.4 \pm .6 (57%)

Table 3. Cross-sectional area of the callus at the center of the osteotomy, in square millimeters.

	Dog #	Control side	Destabilized side
Group I	1	237.3	213.6
	3	228.3	103.9
	5	41.6	174.1
	7	110.4	118.4
	9	60.1	63.1
	11	93.4	175.1
	Mean	128.5	141.4
	SD	84.4	55.6
Group II	2	103.0	313.5
	4	257.3	153.8
	6	265.4	181.6
	8	93.7	82.3
	10	89.3	158.5
	12	84.3	217.3
	Mean	148.8	184.5
	SD	87.4	77.2

Group I: Late and sudden destabilization, Group II: Early and progressive destabilization, SD: Standard Deviation

Table 4. Pull-out strength of smooth pins in Newtons and number of loose pins.

		Dog #	1	3	5	7	9	11	Loose pins
Group I		Pin #							
	Control side	2	42.7	72.6	108.6	1.2	54.3	0.0	1
		3	0.0	55.5	0.0	0.0	29.3	53.7	3
		4	0.0	83.6	0.0	21.4	142.2	72.6	2
		5	104.4	131.8	0.0	62.9	93.4	90.1	1
		Mean	36.8	85.9	27.2	21.4	79.8	54.1	Total=7
		Dog #	1	3	5	7	9	11	Loose pins
		Pin #							
	Destabilized side	2	0.0	47.6	0.0	0.0	0.0	72.0	4
		3	0.0	66.5	0.0	11.0	0.0	48.2	3
4		0.0	0.0	0.0	47.0	38.5	79.3	3	
5		0.0	0.0	86.7	115.4	83.6	60.4	2	
Mean		0.0	28.5	21.7	43.3	30.5	65.0	Total=12	
Group II		Dog #	2	4	6	8	10	12	Loose pins
		Pin #							
	Control side	2	105.6	0.0	73.9	0.0	0.0	0.0	4
		3	147.1	N/A	0.0	0.0	0.0	0.0	4
		4	54.9	76.3	54.9	22.0	17.1	0.0	1
		5	45.2	122.1	103.1	63.5	24.4	163.6	0
		Mean	88.2	66.1	58.0	21.4	10.4	40.9	Total=9
		Dog #	2.0	4.0	6.0	8.0	10.0	12.0	Loose pins
		Pin #							
	Destabilized side	2	134.3	0.0	32.3	0.0	0.0	0.0	4
3		152.6	109.3	17.1	20.1	14.6	165.4	0	
4		67.1	33.0	100.1	29.9	0.0	37.2	1	
5		40.9	122.1	79.3	12.8	0.0	103.8	1	
Mean		98.7	66.1	57.2	15.7	3.7	76.6	Total=6	

N/A, non available

Table 5. Maximum tensile load sustained by the healing osteotomy before failure (in Newtons).

	Dog #	Control side	Destabilized side
Group I	1	2307	3113
	3	2197	3638
	5	2673	2734
	7	4553	3955
	9	4431	3967*
	11	4590	5212
	Mean	3459	3770
SD	1180	857	
Group II	2	2539	940
	4	2588	2722
	6	3357	4248
	8	3003	3101
	10	2002	3540
	12	1355	1331
	Mean	2474	2647
SD	714	1282	

* : Failure occurred through pin tract #4 and not through the osteotomy line.
SD, standard deviation.

Table 6. Final callus stiffness, intact bone stiffness and ratio final callus stiffness versus intact bone stiffness (stiffness is given in N/mm).

	Control side			Destabilized side		
	Dog #	K callus	Kcal/Kint	M Kintact	K callus	Kcal/Kint
Group I	1	12898	32%	40008	13056	33%
	3	17383	52%	33169	18403	55%
	5	19446	67%	29131	20154	69%
	7	15241	60%	25498	11764	46%
	9	23116	45%	51859	29056	56%
	11	19956	67%	29914	27123	91%
	Mean	18007		34930	19926	
SD	3636		9625	7090		
Group II	2	15739	69%	22751	3873	17%
	4	17570	60%	29199	18206	62%
	6	13438	45%	30038	18370	61%
	8	13487	66%	20537	13019	63%
	10	16892	79%	21460	15118	70%
	12	2722	7%	40737	2458	6%
	Mean	13308		27454	11841	
SD	5460		7642	7025		

Abbreviations: K, stiffness; Cal, callus; Int, intact bone; M, mean; SD, standard deviation.

M Kintact is the average of the stiffness of both distal tibias

VIII. Illustrations

Figure 3. Configuration and dimensions of the type II ESF used in the study.

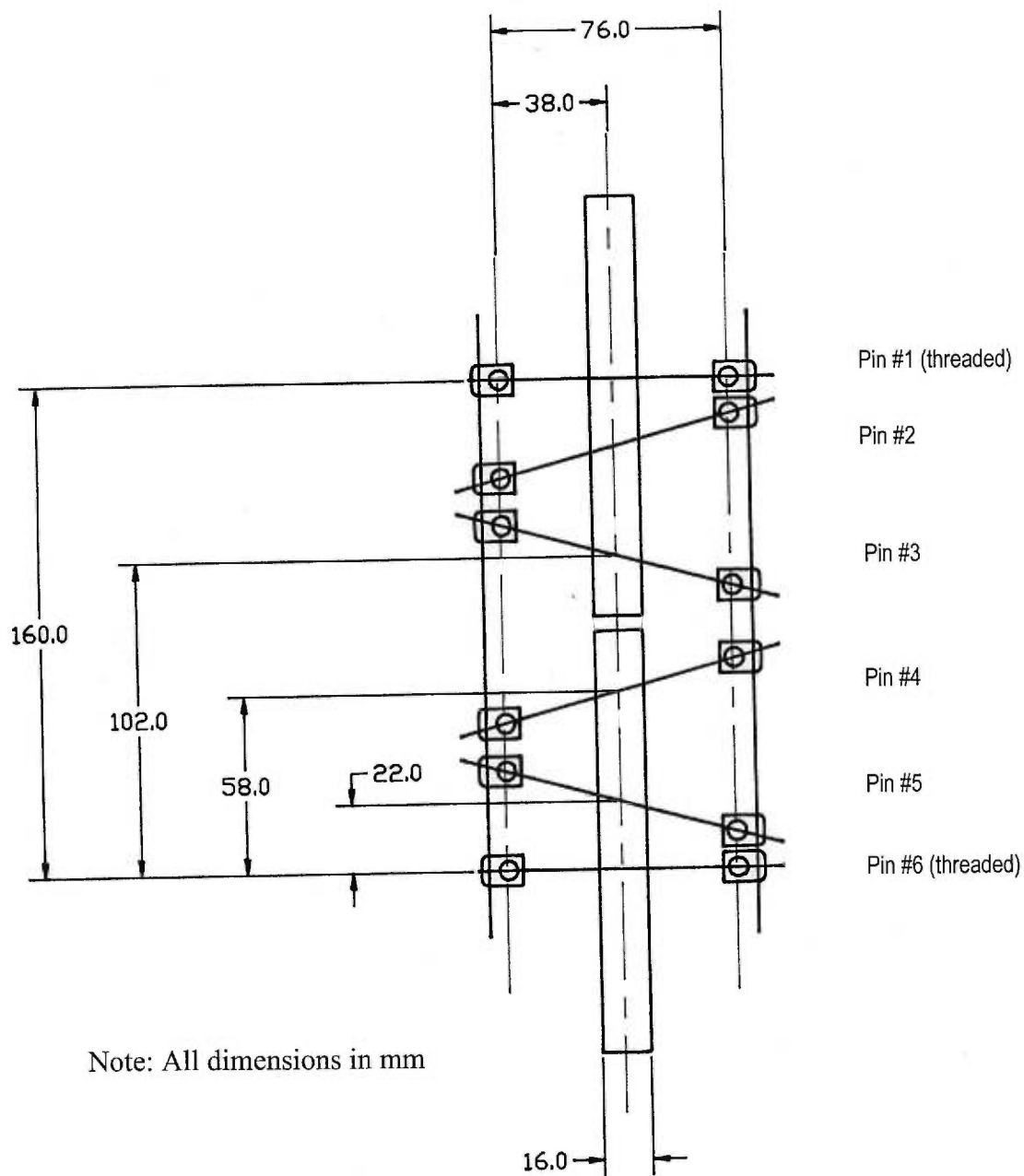
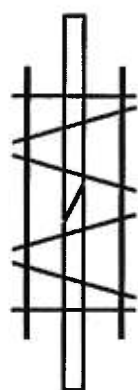


Figure 4. Diagram of the five configurations tested in the in vitro study. The side on which pins are cut corresponds to the lateral side of the fixator when placed on a tibia.



No 1

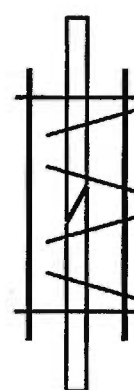
(type II)



No 2



No 3



No 4



No 5

(type I)

Figure 5. Postoperative medio-lateral and cranio-caudal radiographs showing the oblique osteotomy and proper fixator placement.



Figure 6. Diagram of the four configurations used in the in-vivo study and timing of destabilization in the two groups.

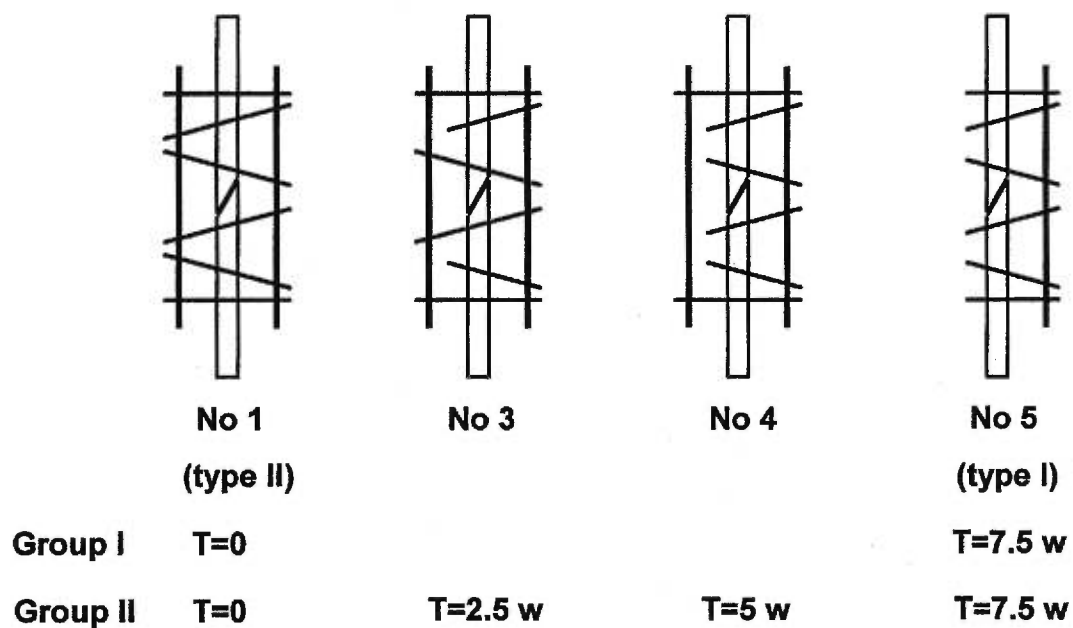


Figure 7. Photograph of a tibia after loading in traction to failure. The 50-mm extensometer can be seen and the distal 8-mm extensometer has been removed.

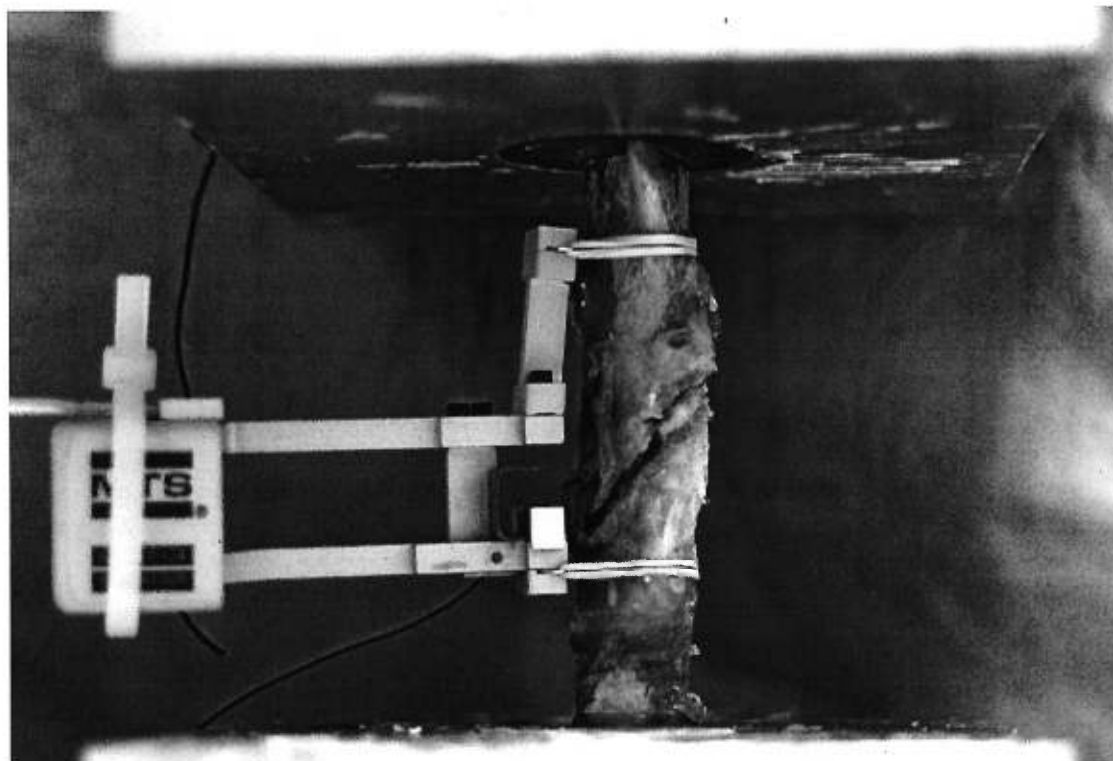


Figure 8. Typical load versus displacement curve generated from the 50-mm extensometer spanning the osteotomy and periosteal callus and the materials testing machine load cell. Note that the horizontal scale is different from that of Fig 9.

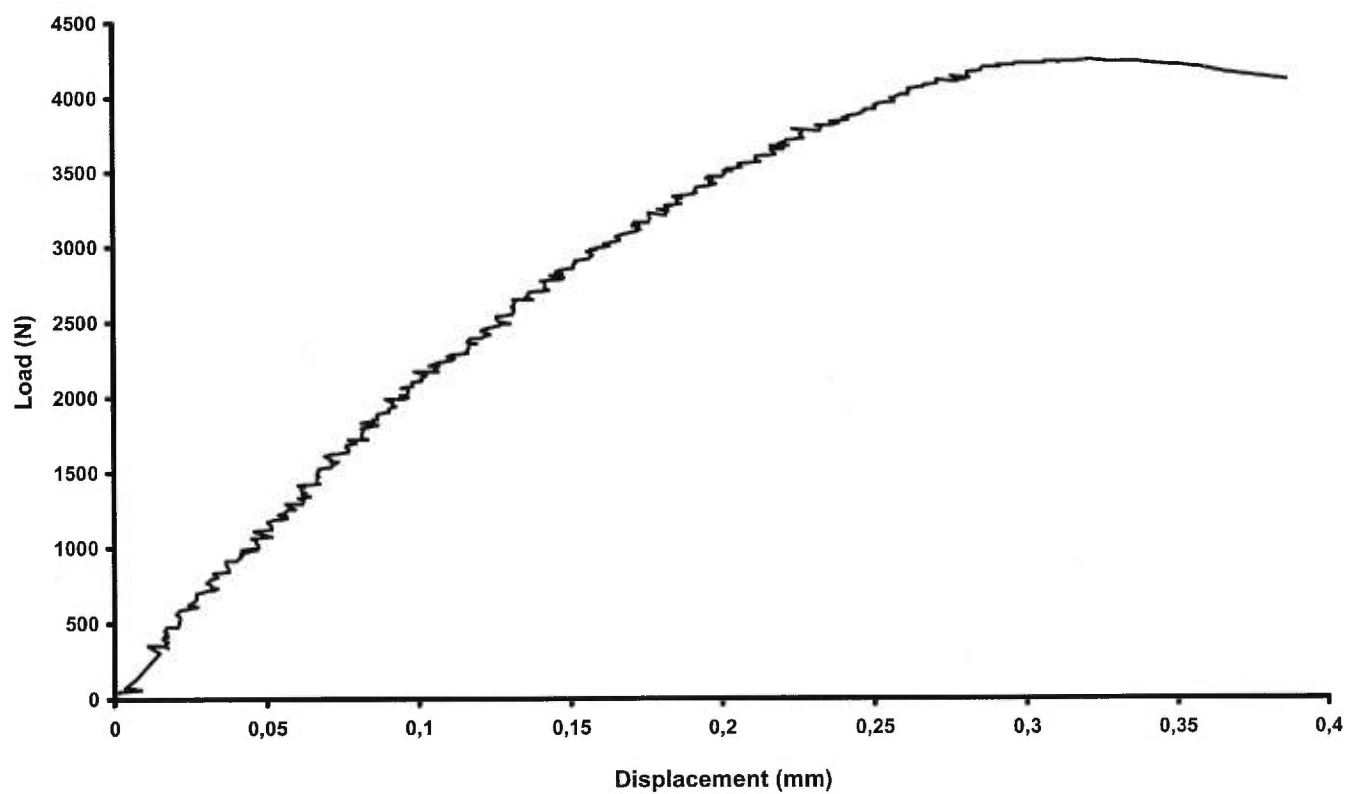


Fig 9. Typical load versus displacement curve generated from the 8-mm extensometer applied distal to the periosteal callus on the intact tibia and the materials testing machine load cell. Note that the horizontal scale is different from that of Fig 8.

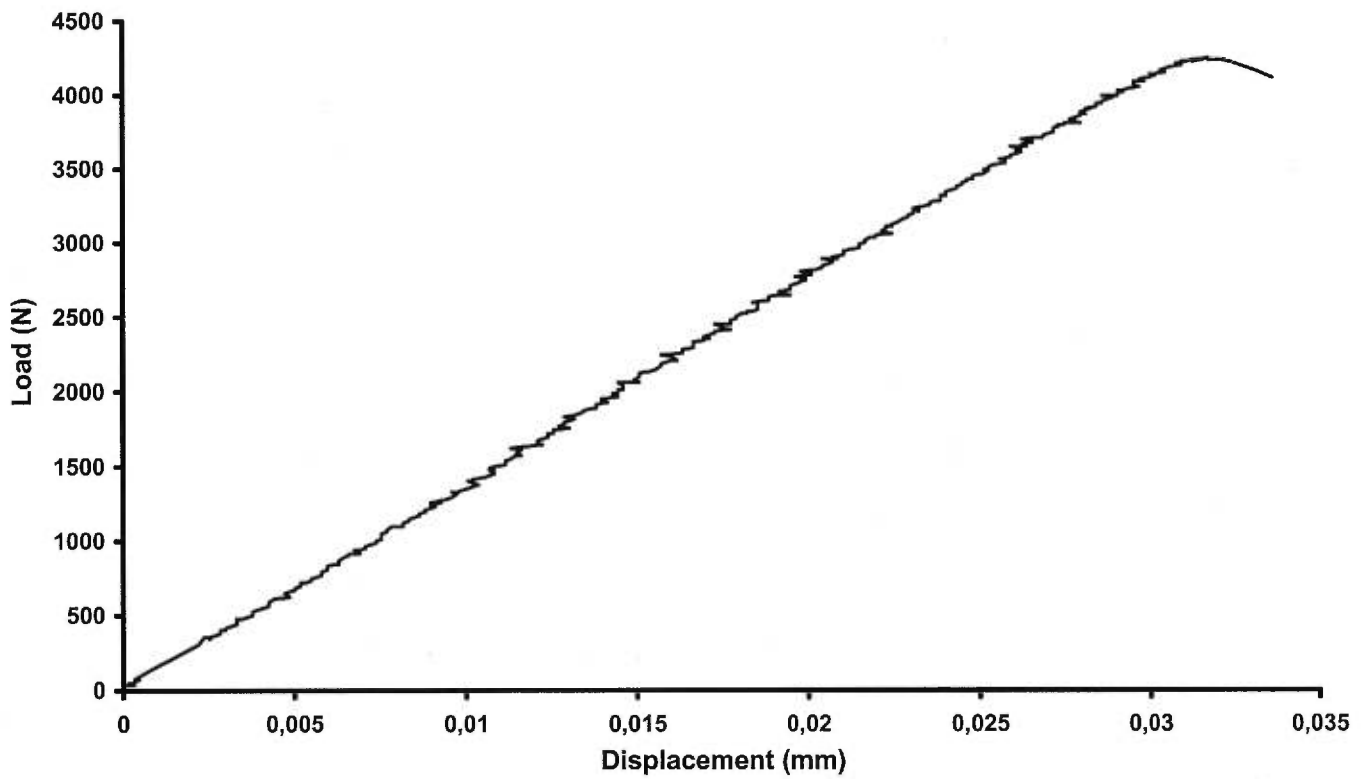
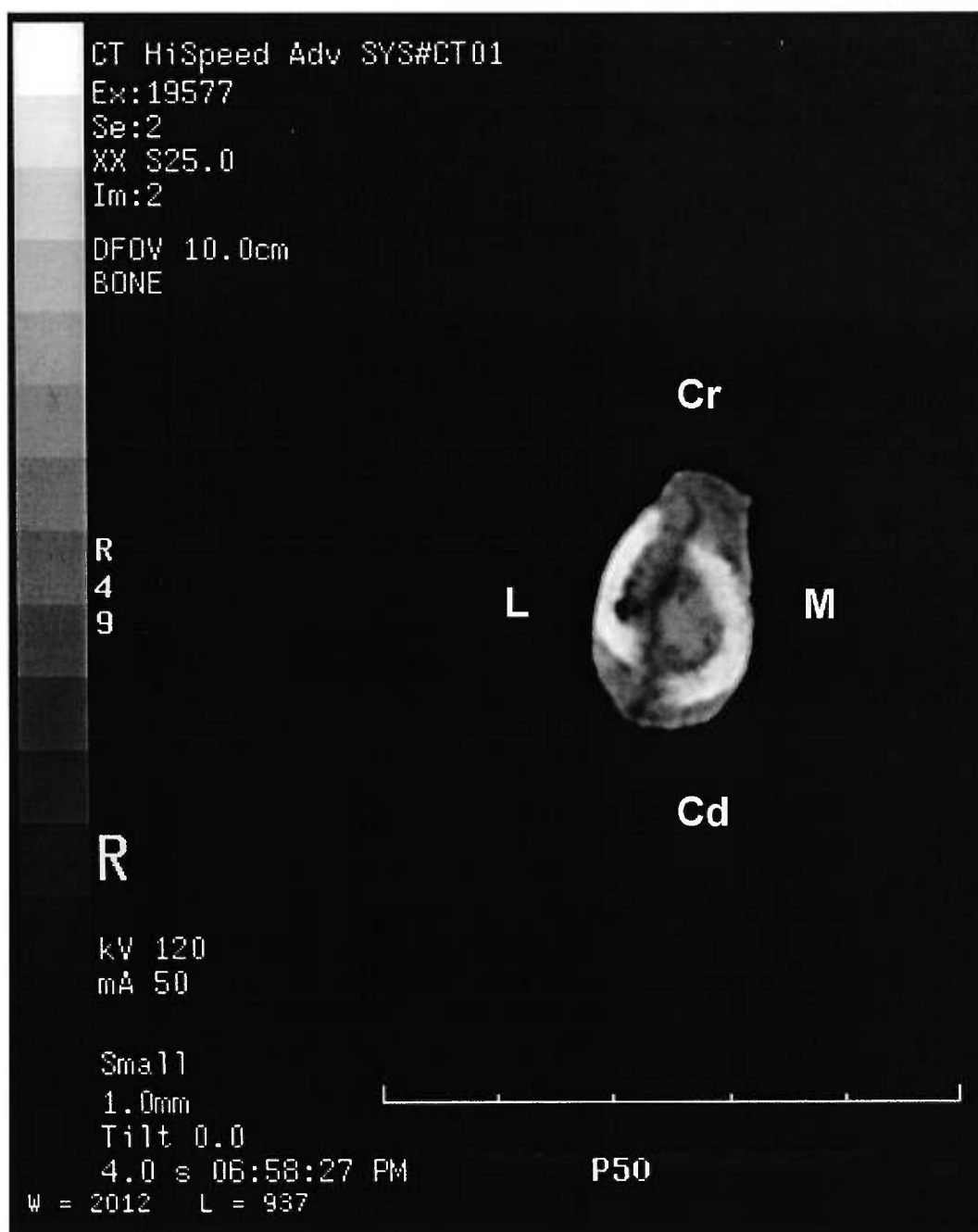


Fig 10. Cross-sectional area of the periosteal callus at the center of the osteotomy of one tibia obtained by computed tomography. Note the distribution of the periosteal callus along the cranio-caudal plane of the bone and formation of a conspicuous endosteal callus. Cr, cranial; Cd, caudal; L, lateral; M, medial.



Chapitre troisième

DISCUSSION - CONCLUSION

I. Discussion

Notre hypothèse supposant que la déstabilisation précoce et progressive d'un appareil de fixation externe utilisé pour stabiliser une fracture oblique instable chez le chien était plus bénéfique à la guérison osseuse que la déstabilisation tardive et brutale de cet appareil n'est pas supportée par nos résultats. Cela ne veut pas dire que cette hypothèse est à rejeter. En effet, avec une autre séquence de déstabilisation, avec un modèle de fracture différent, avec un groupe d'individus plus homogènes, il se peut que cette hypothèse s'avère vraie. Cependant, il semble que, s'il est vrai que l'instabilité initiale créée par la déstabilisation est bénéfique à la formation du cal osseux, la poursuite de la déstabilisation et la persistance de l'instabilité s'opposent à la minéralisation du cal et au passage à une guérison de type primaire avec remodelage haversien nécessaire à la restauration des propriétés mécaniques initiales de l'os^{46,48}.

Dans les situations cliniques où un AFE de type II similaire à celui utilisé dans cette étude est employé, il n'est pas justifié de procéder à une déstabilisation systématique du montage car cela ne semble pas apporter de bénéfice significatif pour la guérison de la fracture. Cependant, il n'est pas possible d'extrapoler à l'ensemble des fractures et des patients puisque chacun

constitue un cas particulier. Le clinicien doit juger de la nécessité de déstabiliser un AFE lorsque la guérison de la fracture semble être retardée. Comme précédemment mentionné, le bénéfice de cette déstabilisation peut être uniquement d'atténuer la protection de stress plutôt que de réellement stimuler la guérison osseuse⁴⁹.

L'évaluation radiographique de la guérison osseuse est subjective et peu sensible⁵⁰. C'est pourtant le moyen le plus utilisé en clinique pour évaluer la guérison osseuse. Bien que la radiographie manque de précision pour des fins de recherche, elle reste un moyen pratique et fiable pour décider du moment auquel retirer les appareils de fixation car elle sous-évalue le degré de guérison et donc de solidité des fractures⁴⁶. Des moyens plus performants comme la tomographie quantitative ou des techniques d'absorptiométrie sont disponibles et prometteurs pour de futures études sur la guérison osseuse⁵¹. Ces techniques sont très coûteuses et d'accès limité en dehors de quelques grands centres de recherche pour la médecine humaine.

L'utilisation de la plate-forme d'analyse des forces de réactions au sol permet une évaluation objective des forces générées par les membres étudiés et a déjà été mise à profit à l'Université de Montréal dans une étude clinique⁵². Cette mesure objective des forces transmises par les membres est importante car elle évalue la stimulation réelle du cal osseux. En effet, si

l'AFE est déstabilisé mais que l'animal n'utilise pas son membre, il n'en résulte aucune stimulation mécanique du cal osseux en formation. Des études précédentes semblables à la nôtre font uniquement mention d'une évaluation subjective de la démarche ou ne font mention d'aucune évaluation de l'usage des membres opérés^{17,47}. Les résultats de cette étude montrent que l'utilisation des membres peut être une source importante de variabilité entre individus. Cependant, les mesures faites avec la plate-forme ne reflètent qu'un point dans le temps et il est difficile d'estimer les forces cumulatives transmises au cal tout au long de l'étude. Pour cela, il serait nécessaire d'installer un appareil de mesure sur l'AFE qui enregistrerait les déformations en mode continu. Il est à noter que l'analyse des forces de réaction au sol n'a pas décelé de différences significatives dans l'usage des membres avant et après déstabilisation de l'AFE. Par conséquent, la déstabilisation a effectivement entraîné une augmentation des forces mécaniques transmises au cal.

Il est surprenant qu'aucune différence significative entre les forces d'extraction des tiges lisses soumises à différents types de stimulation mécanique n'ait été détectée. En effet, le relâchement des tiges est directement corrélé au stress supporté par l'interface os-tige⁵³⁻⁵⁵. Il est possible que des facteurs comme la nécrose thermique et l'infection du trajet

des tiges aient joués un rôle important dans le relâchement de tiges dans cette étude^{5,56}. L'utilisation de tiges filetées après le forage d'un avant-trou ou de tige à pointe spécialement conçue pour faciliter le perçage de l'os sans échauffement pourrait diminuer notablement l'incidence du relâchement précoce des tiges de fixation⁵⁵.

Les études biomécaniques sont omniprésentes dans le domaine de la recherche orthopédique. Il est en effet primordial de caractériser et de déterminer la rigidité et la résistance au bris ou à la déformation des appareils de fixation ou des tissus avant et après guérison pour établir des plans thérapeutiques optimaux^{57,58}. La rigidité représente la déformation supportée par un matériau ou une structure lorsque celui-ci ou celle-ci est soumis à une certaine charge. La rigidité d'un AFE, par exemple, va déterminer le déplacement possible des fragments osseux au site de la fracture lorsque la structure est soumise à des forces. La résistance représente la force nécessaire pour déformer de façon permanente ou pour briser une structure. Dans le cas d'un os, la résistance est souvent déterminée comme étant la force nécessaire à la rupture car l'os adulte présente un comportement cassant plutôt qu'élastique et il est plus facile, expérimentalement, de déterminer le moment du bris que la transition entre la déformation élastique et la déformation plastique.

L'utilisation d'extensomètres a permis des calculs de rigidité précis dans cette étude. La rigidité est parfois calculée par le ratio entre le déplacement du vérin de la machine à tester les matériaux et la force appliquée. Cependant, dans les études comme celle rapportée ici, le spécimen à tester doit être encastré dans un système de fixation qui est connecté à la machine. Puisque le spécimen bouge invariablement dans l'encastrement sous l'effet des forces élevées qui sont appliquées lors du test, la rigidité mesurée à partir du déplacement du vérin est significativement sous-estimée. Les extensomètres mesurent la déformation au niveau même du spécimen et permettent d'éliminer cette potentielle source d'erreur. L'utilisation d'un extensomètre sur la partie distale du tibia en région intacte a permis de faire une approximation de la rigidité de ce tibia avant fracture. Cela a permis de limiter une source de variabilité en intégrant la rigidité initiale de chaque tibia dans les calculs et cela a permis de calculer le pourcentage de guérison obtenu par rapport à l'os intact à la fin de l'étude. Il est intéressant de constater que les tibias avaient recouvré de 6 à 91% de leur rigidité initiale, montrant encore l'amplitude des différences entre individus. Cependant, le tibia ayant une guérison de seulement 6% appartenait à l'animal le plus âgé des deux groupes. En moyenne sans cet individu, la guérison d'une fracture oblique instable du tibia, ou plus exactement le retour de rigidité, après 11

semaines de stabilisation avec un AFE était de 57% dans cette étude. Si l'on considère que, dans l'ensemble, les tissus sont soumis à des forces n'excédant pas un cinquième de leur résistance au bris⁵⁹, l'ensemble des AFE aurait pu être retiré avec sécurité à 11 semaines.

Aucune différence significative n'a pu être décelée, pour la résistance en traction et pour la rigidité du cal osseux, entre les deux séquences de déstabilisation de même qu'entre les tibias "contrôle" et les tibias dont l'AFE a été déstabilisé. Malgré les efforts faits dans cette étude pour limiter la variabilité entre individus et mesures, il est possible qu'une erreur de type II ait été commise et qu'il existe en réalité une différence entre les différents modes de déstabilisation étudiés⁶⁰. Cependant, même si cette différence existe, son amplitude n'est pas suffisante pour être pertinente cliniquement.

II. Conclusion

Il n'est probablement pas nécessaire de procéder à une déstabilisation systématique du montage quand un AFE de type II similaire à celui utilisé dans cette étude est employé pour stabiliser une fracture instable du tibia chez le chien. En effet, il ne semble pas que cette déstabilisation représente un avantage significatif pour la guérison de la fracture, tout au moins du

point de vue du clinicien. Chaque cas de fracture étant unique, le clinicien doit rester juge de la nécessité de modifier la rigidité d'un AFE lorsque la situation le demande. Le taux élevé de relâchement des tiges dans cette étude souligne encore l'importance de l'interface os-tige pour l'utilisation optimale des AFE. Alors que certains auteurs recommandent d'augmenter la rigidité des montages pour diminuer ce phénomène²³, il semble qu'augmenter la rigidité de façon excessive peut avoir des conséquences néfastes pour la guérison osseuse⁴⁶. Les résultats de cette étude laissent penser qu'à l'intérieur d'un certain champ de stimulation mécanique la guérison osseuse se déroule efficacement. Il est donc préférable d'augmenter la stabilité à long terme du montage en utilisant des tiges filetées positives ou à pointe permettant une insertion atraumatique⁵⁵ dans l'os plutôt qu'en augmentant la rigidité de ce montage. D'autres études sont nécessaires pour préciser le rôle de l'environnement biomécanique des fractures pour la guérison osseuse. En particulier, il sera important de comprendre comment la stimulation mécanique se traduit au niveau cellulaire pour optimiser les appareils de fixation.

BIBLIOGRAPHIE

1. Pettit GH: History of External Skeletal Fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:1-10, 1992
2. Aron DN: External skeletal fixation. *Vet Med Rep* 1:181-201, 1989
3. Johnson AL, DeCamp CE: External Skeletal fixation. Linear Fixators. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 29:1135-1152, 1999
4. Egger EL: Instrumentation for external fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:19-43, 1992
5. Harari J: Complications of external skeletal fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:99-107, 1992
6. Aro HT, Chao EYS: Bone-healing patterns affected by loading, fracture fragment stability, fracture type, and fracture compression. *Clin Orthop* 293:8-17, 1993
7. Goodman S, Aspenberg P: Effects of mechanical stimulation on the differentiation of hard tissues. *Biomaterials* 14: 563-569, 1993
8. O'Sullivan ME, Chao EYS, Kelly PJ: The effects of fixation on fracture-healing. *J Bone Joint Surg.* 71-A:306-310, 1989

9. Kershaw CJ, Cunningham JL, Kenwright J: Tibial external fixation, weight bearing, and fracture movement. *Clin Orthop* 293:28-36, 1993
10. O'Sullivan ME, Bronk JT, Chao EYS, Kelly PJ: Experimental study of the effect of weight bearing on fracture healing in the canine tibia. *Clin Orthop* 302:273-283, 1994
11. Goodship AE, Kenwright J: The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg* 67-B:650-655, 1985
12. Kenwright J, Goodship AE, Kelly DJ, et al: Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. *Lancet* 2:1185-1187, 1986
13. Egger EL, Gottsauner-Wolf F, Palmer J, et al: Effects of axial dynamization on bone healing. *J Trauma* 34:185-192, 1993
14. Egger EL: Static strength evaluation of six external skeletal fixation configurations. *Vet Surg* 12:130-136, 1983
15. Brinker WO, Verstraete MC, Soutas-Little RW: Stiffness studies on various configurations and types of external fixators. *J Am Anim Hosp Assoc* 21:801-808, 1985

16. Bouvy BM, Markel MD, Chelikani S, et al: Ex vivo biomechanics of Kirshner-Ehmer external skeletal fixation applied to canine tibiae. *Vet Surg* 22: 194-207, 1993
17. Egger EL, Hestand MB, Norrdin RW et al: Canine osteotomy healing when stabilized with decreasingly rigid fixation compared to constantly rigid fixation. *Vet Comp Orthop Traumatol* 6:182-187, 1993
18. Marcellin-Little DJ: Treating bone deformities with circular external fixation. *Compend Contin Educ Pract Vet* 21:481-491, 1999
19. Roe SC: Classification and nomenclature of external fixators. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:11-18, 1992
20. Marcellin-Little DJ: Fracture treatment with circular external fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 29:1153-1170, 1999
21. Marcellin-Little DJ, Ferretti A, Roe SC et al: Hinged Ilizarov external fixation for correction of antebrachial deformities. *Vet Surg* 27:231-245, 1998
22. Schwarz PD: Biomechanics of fractures and fracture fixation. *Semin Vet Med Surg Small Anim* 6:3-15, 1991
23. Palmer RH, Hulse DA, Hyman WA et al: Principles of bone healing and biomechanics of external fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:45-68, 1992

24. Bouvy BM, Markel MD, Chelikani S, et al: Ex vivo biomechanics of Kirschner-Ehmer external skeletal fixation applied to canine tibiae. *Vet Surg* 22:194-207, 1993
25. Johnson AL, Eurell JA, Losonsky JM, et al: Biomechanics and biology of fracture healing with external skeletal fixation. *Compend Contin Educ Pract Vet* 20:487-500, 1998
26. Rudd RG, Whitehair JG: Fractures of the radius and ulna. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:135-148, 1992
27. Roush JK: Fractures of the tibia. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:161-170, 1992
28. Johnson AL, Seitz SE, Smith W, et al: Closed reduction and type-II external fixation of comminuted fractures of the radius and tibia in dogs: 23 cases (1990-1994). *J Am Vet Med Assoc* 209:1445-1448, 1996
29. Renberg WC, Goring RL, de Haan JJ: Repair of diaphyseal radius and ulna fractures using a modified type I external skeletal fixator and ulnar intramedullary pin. *Vet Comp Orthop Traumatol* 9:29-35, 1996
30. Dudley M, Johnson AL, Olmstead M, et al: Open reduction and bone plate stabilization, compared with closed reduction and external fixation, for treatment of comminuted tibial fractures: 47 cases (1980-1995) in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 211:1008-1012, 1997

31. Davidson JR, Bauer MS: Fractures of the mandible and maxilla. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:109-119, 1992
32. Matthiesen DT: Fractures of the humerus. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:121-133, 1992
33. Whitehair JG, Vasseur PB: Fractures of the femur. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:149-159, 1992
34. Shores A, Nichols C, Rochat M, et al: Combined Kirshner-Ehmer device and dorsal spinal plate fixation technique for caudal lumbar vertebral fractures in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 195:335-339, 1989
35. Shores A: Fractures and luxations of the vertebral column. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:171-180, 1992
36. Toombs JP: Transarticular application of external skeletal fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:181-194, 1992
37. Johnson AL: Treatment of growth deformities with external skeletal fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22:209-223, 1992
38. Mann FA, Payne JT: Bone healing. *Semin Vet Med Surg Small Anim* 4:312-321, 1989

39. Kaderly RE: Primary bone healing. *Semin Vet Med Surg Small Anim* 6:21-25, 1991
40. Schelling SH: Secondary (classical) bone healing. *Semin Vet Med Surg Small Anim* 6:16-20, 1991
41. Chao EYS, Aro HT, Lewallen DG, et al: The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clin Orthop* 241:24-35, 1989
42. Anderson LD: Compression plate fixation and the effect of different types of internal fixation on fracture healing. *J Bone Joint Surg* 47-A:191-208, 1965
43. Field JR: Bone plate fixation: its relationship with implant induced osteoporosis. *Vet Comp Orthop Traumatol* 10:88-94, 1997
44. Grundnes O, Reikeras O: Effects of instability on bone healing. *Acta Orthop Scand* 64:55-58, 1993
45. Foxworthy M, Pringle RM: Dynamization timing and its effect on bone healing when using the Orthofix dynamic axial fixator. *Injury* 26:117-119, 1995
46. Hente R, Cordey J, Rahn BA, et al: Fracture healing of the sheep tibia treated using a unilateral external fixator. Comparison of static and dynamic fixation. *Injury* 30S:A44-A51, 1999

47. Egger EL, Lewallen DG, Norrdin RW, et al: Effects of destabilizing rigid external fixation on healing of unstable canine osteotomies. *Trans Orthop Res Soc* 13:302, 1988 (abstr)
48. Kenwright J, Gardner T: Mechanical influences on tibial fracture healing. *Clin Orthop* 355S:S179-S190, 1998
49. O'Doherty DM, Butler SP, Goodship AE: Stress protection due to external fixation. *J Biomechanics* 28:575-586, 1995
50. Panjabi MM, Walter SD, Karuda M, et al: Correlations of radiographic analysis of healing fractures with strength: a statistical analysis of experimental osteotomies. *J Orthop Res* 3:212-218, 1985
51. Markel MD, Chao EYS: Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties. *Clin Orthop* 293:37-45, 1993
52. Planté J, Dupuis J, Beauregard G, et al: Long-term results of conservative treatment, excision arthroplasty and triple pelvic osteotomy for the treatment of hip dysplasia in the immature dog. *Vet Comp Orthop Traumatol* 10:130-135, 1997
53. Aro HT, Markel MD, Chao EYS: Cortical bone reactions at the interface of external fixation half-pins under different loading conditions. *J Trauma* 35:776-785, 1993

54. Pettine KA, Chao EYS, Kelly PJ: Analysis of the external fixator pin-bone interface. *Clin Orth* 293:18-27, 1993
55. Clary EM, Roe SC: Enhancing external fixation pin performance: consideration of the pin-bone interface. *Vet Comp Orth Traumatol* 8:1-8, 1995
56. Matthews LS, Green CA, Goldstein SA: The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg* 66-A:1077-1083, 1984
57. Burstein AH, Wright TM: Mechanical behavior of materials, in *Fundamentals of orthopaedic biomechanics*. Baltimore, MD, Williams and Wilkins, 1994, pp 95-129
58. Burstein AH, Wright TM: Mechanical behavior of skeletal structures, in *Fundamentals of orthopaedic biomechanics*. Baltimore, MD, Williams and Wilkins, 1994, pp 131-170
59. Elliot DH: Structure and function of mammalian tendon. *Biol Rev* 40:392-421, 1965
60. Markel MD: The power of a statistical test. What does insignificance mean? *Vet Surg* 20:209-214, 1991