

Université
de Liège



ACADEMIE UNIVERSITAIRE WALLONIE-EUROPE

UNIVERSITE DE LIEGE

FACULTE DE MEDECINE VETERINAIRE

DEPARTEMENT CLINIQUE DES ANIMAUX DE COMPAGNIE ET DES EQUIDES

SERVICE DE CHIRURGIE DES ANIMAUX DE COMPAGNIE

**ADAPTATION DE LA PROCEDURE DE MAQUET POUR LE
TRAITEMENT CHIRURGICAL DE LA RUPTURE DU LIGAMENT
CROISE CRANIAL CHEZ LE CHIEN**

**ADAPTATION OF THE MAQUET PROCEDURE TO TREAT
SURGICALLY THE CRANIAL CRUCIATE LIGAMENT RUPTURE IN
DOGS**

Sébastien ETCHEPAREBORDE

THESE PRESENTEE EN VUE DE L'OBTENTION DU GRADE DE
DOCTEUR EN SCIENCES VETERINAIRES
ORIENTATION MEDECINE VETERINAIRE

ANNEE ACADEMIQUE 2013-2014

Université
de Liège



ACADEMIE UNIVERSITAIRE WALLONIE-EUROPE

UNIVERSITE DE LIEGE

FACULTE DE MEDECINE VETERINAIRE

DEPARTEMENT CLINIQUE DES ANIMAUX DE COMPAGNIE ET DES EQUIDES

SERVICE DE CHIRURGIE DES ANIMAUX DE COMPAGNIE

**ADAPTATION DE LA PROCEDURE DE MAQUET POUR LE
TRAITEMENT CHIRURGICAL DE LA RUPTURE DU LIGAMENT
CROISE CRANIAL CHEZ LE CHIEN**

**ADAPTATION OF THE MAQUET PROCEDURE TO TREAT
SURGICALLY THE CRANIAL CRUCIATE LIGAMENT RUPTURE IN
DOGS**

Sébastien ETCHEPAREBORDE

THESE PRESENTEE EN VUE DE L'OBTENTION DU GRADE DE
DOCTEUR EN SCIENCES VETERINAIRES
ORIENTATION MEDECINE VETERINAIRE

ANNEE ACADEMIQUE 2013-2014

remerciements

RESUME

La rupture du ligament croisé crânial est la première cause d'ostéoarthrose chez le chien. Récemment, une étude a évalué à plus d'un milliard de dollars le chiffre d'affaire que générerait cette pathologie annuellement aux Etats-Unis. Bien que la rupture du ligament croisé crânial (RLCC) soit la cause la plus fréquente de boiterie du membre postérieur rencontrée dans les centres de référés, aucune technique chirurgicale ne semble prévaloir sur les autres. La pléthore de publications sur la RLCC, pas moins de 160 articles consacrés à ce sujet au cours des 6 dernières années dans les 5 plus importantes revues de chirurgie vétérinaire, témoigne du manque de consensus dans ce domaine. Si les chirurgies intracapsulaires ou la physiothérapie uniquement sont les méthodes les plus employées en médecine humaine pour traiter la rupture du ligament croisé antérieur (RLCA), elles se sont montrées insatisfaisantes en médecine vétérinaire. Les techniques extracapsulaires utilisées depuis des décennies se sont vues, elles aussi, remplacées par des techniques de stabilisation dite dynamique : principalement l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial (*Tibial Plateau Levelling Osteotomy* : TPLO) et l'avancement de la tubérosité tibiale (*Tibial Tuberosity Advancement* : TTA). Cette dernière chirurgie est une adaptation d'une technique utilisée chez l'homme et décrite par P. Maquet en 1976. Bien que la technique se réalise sans aucun implant synthétique chez l'homme, la technique décrite chez le chien présente de nombreux implants pour stabiliser la crête tibiale une fois son avancement réalisé. La mise en place de ces implants entraîne une approche invasive de la face médiale du tibia.

Les objectifs de ce travail sont d'adapter progressivement la TTA originellement décrite, pour la simplifier telle qu'elle est réalisée chez l'homme, c'est à dire avec pour seul implant un bloc placé dans le trait d'ostéotomie. Cette simplification s'inscrit dans le mouvement actuel de chirurgie minimalement invasive avec une préservation optimale des tissus. En référence à son inventeur chez l'homme, nous avons baptisé cette chirurgie la Technique de Maquet Modifiée (*Modified Maquet Technique* : MMT).

Dans la première étude, le trait d'ostéotomie décrit dans la technique de TTA a été modifié pour laisser intact la partie la plus distale de la corticale de la crête tibiale créant ainsi une « charnière » osseuse. Après cette nouvelle ostéotomie, la résistance à la traction de la crête tibiale a été testée dans trois cas de figures : 1) lorsque la charnière est intacte et la crête maintenue par un fil de cerclage, 2) lorsque la charnière est intacte mais non maintenue et 3) lorsque la charnière est accidentellement cassée, la crête étant maintenue uniquement par un

fil de cerclage. Cette étude biomécanique a montré que lorsque la charnière est intacte, le fil de cerclage n'augmente pas la résistance du montage et que la crête tibiale résiste à des tensions supérieures à celles rencontrées dans le grasset d'un chien au pas. En revanche, si la charnière est cassée, la tension tolérée par la crête est significativement inférieure à celle des deux autres groupes.

Dans une deuxième étude, la technique nouvellement testée a été utilisée sur un panel de 20 chiens présentés pour une RLCC. Malgré l'absence de plateforme de marche pour évaluer objectivement la récupération fonctionnelle, la MMT a montré des résultats prometteurs et subjectivement comparables à ceux des autres techniques de stabilisation dynamique. Le temps moyen de cicatrisation de la crête était inférieur à 7 semaines, ce qui est dans la moyenne publiée pour la TTA. Aucune complication majeure n'a nécessité de réintervention dans cette étude préliminaire. Une étude prospective avec une plateforme de marche permettrait de comparer directement ces résultats à ceux déjà publiés sur la TTA.

Grâce à notre expérience tant ex-vivo que clinique, il nous est apparu que le trait d'ostéotomie tel que nous l'avons décrit pour réaliser cette charnière osseuse n'était pas optimal. En effet, le trou foré à l'extrémité distale de l'ostéotomie, censé prévenir la propagation de fissures lors de l'avancée de la tubérosité tibiale, non seulement n'empêchait pas toujours l'apparition de telles fissures mais était, de plus, toujours le site de fracture de la crête tibiale dans les rares cas où nous l'avons observée. Au lieu de concentrer toutes les contraintes de la déformation osseuse au niveau de cette charnière, nous avons donc eu l'idée de prolonger distalement l'ostéotomie parallèlement à la corticale afin de diminuer les contraintes de déformation. Cette troisième étude nous a permis de tester de manière approfondie ce nouveau trait d'ostéotomie. Nous en avons conclu que l'avancement maximal autorisé était proportionnel au poids du chien et à l'avancée angulaire de la crête ; la résistance maximale était proportionnelle à l'épaisseur de la charnière. Grâce à cette nouvelle ostéotomie, pour toutes les catégories de chiens, l'avancement permis était supérieur aux valeurs utilisées cliniquement. Par ailleurs, la résistance de la crête à la traction était encore supérieure à celle décrite dans notre première étude.

Notre quatrième étude visait poursuivre le processus de simplification pour atteindre notre objectif d'appliquer directement au chien l'avancement de la tubérosité tibiale tel que réalisé chez l'homme. Après une étude monotonique de plusieurs matériaux (cage en titane Kyon, bloc de mousse de titane et bloc d'os synthétique biphasique de différentes porosités), ceux présentant une résistance compatible avec les forces rencontrées in vivo ont été soumis à une étude cyclique afin d'évaluer leur capacité à rester dans le trait d'ostéotomie sans aucun autre moyen de fixation que la friction avec l'os. Le bloc de mousse de titane et le bloc d'os synthétique de porosité 60% ont ainsi été testés cycliquement. Durant le test, aucun des implants n'a migré, prouvant ainsi que la friction était suffisante pour maintenir l'implant dans l'ostéotomie. De plus, l'os synthétique s'est révélé capable de résister aux 200 000 cycles permettant ainsi d'envisager, enfin, la réalisation d'une MMT aussi simplement que l'avancement de la tubérosité tibiale décrite chez l'homme.

Nos travaux intensifs sur la technique d'avancement de la tubérosité tibiale nous ont conduit à observer une sous-estimation de l'avancement nécessaire préconisé jusque-là. Bien que cela n'ait jamais été mentionné dans la littérature, la prise en compte de cette sous-estimation est indispensable à la réalisation correcte de la chirurgie. Après avoir étudié, dans un premier papier, la variabilité intra- et inter-opérateur de la mesure de l'angle entre le tendon patellaire et le plateau tibial (PTA), et donc indirectement de celle de l'avancement, une deuxième étude a porté sur la quantification de cette sous-estimation et la proposition d'abaques destinés à la corriger.

SUMMARY

Cranial cruciate ligament rupture (CCLR) is the first cause of osteoarthritis in dogs. A recent publication revealed that the economic impact of CCLR repair in States was more than one billion dollars. Although the CCLR is the most frequent cause of lameness of the hindlimb presented in referral practices, no technique has been shown to be superior to another. The amount of publications on the topic, no less than 160 papers during the last 6 years in 5 of the most important journals in veterinary surgery, reveals the lack of consensus in this field. Intracapsular techniques and physiotherapy are the most common methods used in human medicine to treat a CCLR but these techniques are unsatisfactory in veterinary medicine. The extracapsular techniques used for decades are progressively replaced by dynamic stabilisation whom TPLO and TTA are the most common. The latter technique is an adaptation of a procedure used in human and firstly described in 1976 by P. Maquet. Although the technique does not necessitate any implant in human, the surgery described in dogs uses many implants in order to stabilise the advanced tibial crest. The positioning of these implants necessitates an invasive approach of the medial face of the tibia.

The goals of this work are to progressively adapt the TTA originally described in dogs in order to make it as simple as it is done in human medicine. This simplification is in agreement with the actual trend toward minimally invasive surgery. Referring to its inventor in human medicine, we named our procedure in dogs the modified Maquet Technique (MMT).

In our first study, the osteotomy described for the TTA was modified in order to create a “cortical hinge” at the most distal part of the tibial crest. Following this new osteotomy, resistance to traction of the tibial tuberosity was evaluated with 3 scenari: 1) intact cortical hinge with figure of 8 wire cerclage to maintain the tibial crest, 2) intact cortical hinge without any mean to maintain the tibial crest and 3) accidentally broken cortical hinge with figure of 8 wire cerclage to maintain the crest. This biomechanical study showed that when the cortical hinge was intact, the wire cerclage did not bring much to the resistance of the montage and that the tibial crest withstood tensions above the forces encountered within the stifle of a dog at walk. However, when the cortical hinge was broken, resistance to traction is significantly lower compared to the two other groups.

In a second study, we applied our technique to 20 dogs presented with CCLR. Despite the absence of a force plate to evaluate objectively the recovery, the MMT showed encouraging

results and subjectively similar to other techniques of dynamic stabilisation. The mean healing time was less than 7 weeks. No major complication was experienced during the study. A prospective study with force plate would allow to compare our results with those already published on TTA.

Thanks to our experience ex-vivo as well as clinical, we realised that the osteotomy, as we described it in order to create the cortical hinge, was not ideal. Indeed, the hole at the distal end of the osteotomy, supposed to prevent propagation of a potential fissure during advancement of the crest, not only did not consistently prevent the apparition of a fissure but was frequently the location of the fracture of the crest. Instead of concentrating all the stress in the bone at the level of the cortical hinge, we designed a longer incision, parallel to the cortex distally, in order to decrease the stress. This third study allowed us to study in depth this new osteotomy. The advancement was proportional to the bodyweight, to the angular deformation and to the width of the cortical hinge. Thanks to this new osteotomy, for every dog, the advancement permitted was well above the usual clinical requirement. Beside, resistance to traction of the tibial tuberosity was superior compared to our previous osteotomy.

The fourth study aimed to simplify furthermore the MMT and reach our goal to perform the MMT as simple as the Maquet procedure is performed in human medicine. After a monotonic biomechanical study testing different materials (Kyon titanium cage, porous titanium block or biphasic synthetic bone (BSB) of different porosities), the ones withstanding forces encountered in vivo were submitted to cyclic testing to evaluate their subsidence within the gap of the osteotomy without any mean of fixation. The porous titanium block and the biphasic synthetic bone porosity 60% block were tested cyclically. Along the 200 000 cycles, none of them subsided, showing that the friction was enough to maintain the block within the gap. Moreover, the block of BSB withstood the 200 000 cycles.

Our intensive work on tibial tuberosity advancement led us to observe an underestimation of the required advancement with the current template. Although this has never been mentioned in the literature, taking into account this underestimation is mandatory to correctly perform the surgery. We firstly studied the intra and intervariability of patellar tendon angle measurement, reflecting indirectly the measurement of the advancement. Then in a second paper, we quantified the underestimation and we provided tables in order to correct it.

LISTE DES ABBREVIATIONS

| | |
|-------------|---|
| BSB | Os Synthétique Biphase, <i>Biphasic Synthetic Bone</i> |
| CCLR | Cranial Cruciate Ligament Rupture |
| CTWO | Ostéotomie crâniale en coin du tibia, <i>Cranial Tibial Wedge Osteotomy</i> |
| HAP | Hydroxyapatite |
| IRM | Imagerie par Résonance Magnétique |
| LCA | Ligament croisé antérieur |
| LCC | Ligament croisé crânial |
| MMT | Technique de Maquet Modifiée, <i>Modified Maquet Technique</i> |
| PTA | Angle tendon patellaire – plateau tibial, <i>Patellar Tendon – tibial plateau Angle</i> |
| RLCA | Rupture du Ligament Croisé Antérieur |
| RLCC | Rupture du Ligament Croisé Crânial |
| TCP | Phosphate tricalcique, <i>Tricalcium Phosphate</i> |
| TPA | Angle du Plateau Tibial, <i>Tibial Plate Angle</i> |
| TPLO | Ostéotomie de nivellement du plateau tibial, <i>Tibial plateau levelling osteotomy</i> |
| TTA | Avancement de la Tubérosité Tibiale, <i>Tibial Tuberosity Advancement</i> |
| TTO | Triple Ostéotomie du Tibia, <i>Triple Tibial Osteotomy</i> |

TABLE DES MATIERES

| | |
|---|----|
| INTRODUCTION | 1 |
| I. INTRODUCTION | 2 |
| II. ANATOMIE | 2 |
| II.1. Description..... | 2 |
| II.1.1. Les os..... | 3 |
| II.1.2. Les ménisques..... | 5 |
| II.1.3. Les ligaments..... | 6 |
| II.1.3.1. Les ligaments collatéraux | 6 |
| II.1.3.2. Les ligaments croisés..... | 7 |
| II.1.4. Les muscles..... | 10 |
| II.1.4.1. Les muscles de la loge caudale de la cuisse | 10 |
| II.1.4.2. Les muscles de la loge crâniale de la cuisse..... | 11 |
| II.1.4.3. Les muscles de la loge médiale de la cuisse..... | 12 |
| II.1.4.4. Les muscles de la jambe | 13 |
| II.2. Cinématique du grasset..... | 14 |
| III. LA RUPTURE DU LIGAMENT CROISE CRÂNIAL CHEZ LE CHIEN | 15 |
| III.1. Pathogénie | 15 |
| III.2. Diagnostic..... | 19 |
| III.2.1 Position et démarche | 19 |
| III.2.2. Examen clinique..... | 19 |
| III.2.3. Examens complémentaires..... | 21 |
| III.3. Lésions méniscales | 23 |
| III.3.1. Pathologie..... | 23 |
| III.3.2. Diagnostic..... | 25 |
| III.3.3. Traitement | 27 |
| III.4. Traitement conservatif..... | 30 |
| III.5. Evolution du traitement chirurgical « statique » | 31 |
| III.6. Développement de la stabilisation « dynamique »..... | 34 |
| III.6.1. Principe de la stabilisation dynamique..... | 35 |
| III.6.2. Considérations biomécaniques | 37 |
| III.6.3. TTA | 38 |
| III.6.3.1. Mesures préopératoires | 38 |
| III.6.3.2. Technique chirurgicale..... | 42 |
| III.6.3.3. Résultats cliniques..... | 43 |
| III.6.3.4. Evolutions de la TTA | 45 |

| | |
|---|-----------|
| IV. LA RUPTURE DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR CHEZ L’HOMME | 47 |
| IV.1. Anatomie..... | 47 |
| IV.2. Pathogène..... | 48 |
| IV.3. Lésions méniscales..... | 49 |
| IV.4. Traitement conservatif | 51 |
| IV.5. Traitement chirurgical..... | 52 |
| IV.6. Réhabilitation | 53 |
| | |
| V. LA PROCEDURE DE MAQUET CHEZ L’HOMME..... | 54 |
| V.1. Principe..... | 54 |
| V.2. Evolution | 55 |
| | |
| VI. CONCLUSION | 57 |
| | |
| OBJECTIFS DU TRAVAIL | 58 |
| | |
| PRESENTATION SYNOPTIQUE DES RESULTATS | 61 |
| | |
| ETUDE 1: Evaluation biomécanique d’une nouvelle méthode de stabilisation de la tubérosité tibiale après son avancement..... | 62 |
| | |
| ETUDE 2: Expérience préliminaire de la technique de Maquet modifiée pour traiter la rupture du ligament croisé crânial chez le chien | 65 |
| | |
| ETUDE 3:. Evaluation biomécanique d’un nouveau trait d’ostéotomie pour optimiser la technique de Maquet modifiée | 68 |
| | |
| ETUDE 4: Comparaison de différents matériaux pour remplacer la cage en titane utilisée pour maintenir la crête tibiale avancée..... | 71 |
| | |
| ETUDE 5: Etude de la fiabilité de la méthode de la tangente commune et de la méthode conventionnelle pour mesurer l'angle du plateau tibial et l'avancement nécessaire chez les chiens atteints de rupture du ligament croisé crânial | 74 |
| | |
| ETUDE 6: Différence théorique entre la taille de la cage et l’avancement efficace de la tubérosité tibiale chez les chiens traités pour une rupture du ligament croisé crânial | 76 |

| | |
|---|-----|
| DISCUSSION GENERALE | 78 |
| BIBLIOGRAPHIE | 90 |
| ARTICLES | 125 |
| I. Avancement de la tubérosité tibiale:: revue de la littérature (<i>article de synthèse</i>) | 126 |
| II.Mechanical testing of a modified stabilisation method for tibial tuberosity advancement (article 1) | 141 |
| III. Preliminary experience of a modified Maquet technique for repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs (article 2) | 154 |
| IV. Biomechanical properties of the distal cortical hinge associated with a new osteotomy design for the Modified Maquet Technique (MMT) (article 3) | 167 |
| V. Biomechanical evaluation of different materials to replace the cage used after advancement of the tibial tuberosity (article 4) | 182 |
| VI. Assessment of the reliability with which the common tangent and tibial plateau methods measure the patellar tendon-tibial plateau angle and required advancement in dogs with cranial cruciate ligament rupture (article 5) | 197 |
| VII. Theoretical discrepancy between cage size and efficient tibial tuberosity advancement in dogs treated for cranial cruciate ligament rupture (article 6) | 218 |

INTRODUCTION

I. INTRODUCTION

La rupture du ligament croisé crânial (RLCC) chez le chien est la cause la plus fréquente de boiterie. Chez l'homme, c'est la pathologie ligamentaire la plus fréquente du genou. Dans chacune des espèces, cela représente un coût financier annuel extrêmement important. Malgré cela et l'usage de techniques diamétralement différentes utilisées dans l'une et l'autre espèce le traitement idéal permettant, à la fois, de corriger l'instabilité et de prévenir l'ostéoarthrose n'est pas encore disponible. Chez le chien, la « mode » est à la stabilisation dynamique avec l'utilisation principalement de deux techniques : l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial (*Tibial Plateau Levelling Osteotomy* : TPLO) et l'avancement de la tubérosité tibiale (*Tibial Tuberosity Advancement* : TTA). Cette dernière technique, décrite il y a à peine 10 ans chez le chien, a été décrite chez l'homme il y a 50 ans bien qu'avec une autre indication que la rupture du ligament croisé antérieur (RLCA).

II. ANATOMIE

II.1. Description

Comme nous le répèterons durant cette thèse, le grasset est l'articulation la plus souvent responsable de boiterie notamment à cause de la RLCC. Par voie de conséquence, cette articulation est très souvent abordée et son anatomie est donc parfaitement connue.

Le grasset est une articulation complexe, condyloïde et synoviale. De nombreux composants tendineux, ligamentaires, musculaires, osseux et cartilagineux sont associés pour permettre une mobilité dans les trois plans. La compréhension des relations entre ces différentes structures et de leur rôle est primordiale pour expliquer les phénomènes rencontrés lors de la RLCC tels que, la rupture partielle du ligament croisé crânial, la lésion du ménisque médial plutôt que latéral, le principe de stabilisation dynamique...

II.1.1. Les os

Le grasset est formé par le fémur (l'os de la cuisse), le tibia (l'os de la jambe), la rotule qui est un os sésamoïde dans le tendon du quadriceps. Ces trois os forment les deux articulations principales qui composent le grasset : l'articulation fémoropatellaire et l'articulation fémorotibiale. On note aussi au niveau du grasset les fabellae, placées proximale à chaque condyle, dans les tendons d'insertion des muscles gastrocnémiens et un os sésamoïde dans le tendon du muscle poplité (Robins *et al.*, 1990; Evans, 1993).

Le fémur est l'os le plus lourd du squelette chez le chien. Sa forme a été décrite et en ce qui nous concerne, les angles fémoraux distaux latéraux anatomique et mécanique varient autour de 95° et 100° respectivement selon les races (Tomlinson *et al.*, 2007 ; Swiderski *et al.*, 2008). La partie distale du fémur est quadriangulaire et fait saillie caudalement. Elle est composée de deux condyles qui s'articulent avec le tibia (via les ménisques, cf ci-dessous) et de la trochlée sur laquelle glisse la rotule. Le condyle médial est plus petit que le condyle latéral (Evans, 1993). Entre les deux condyles, la fosse intercondylienne est le lieu d'origine des deux ligaments croisés : le crânial et le caudal. Selon le degré de flexion ou d'extension, le ligament croisé crânial vient en contact avec les bords de la fosse intercondylienne (Fitch *et al.*, 1995). Proximale et crânialement à chaque condyle les épicondyles sont les points d'origine des ligaments collatéraux. La trochlée est délimitée sur ses côtés par la lèvre latérale et la lèvre médiale. Entre la lèvre latérale et l'épicondyle latéral un sillon permet l'insertion du tendon du muscle extenseur long des doigts.

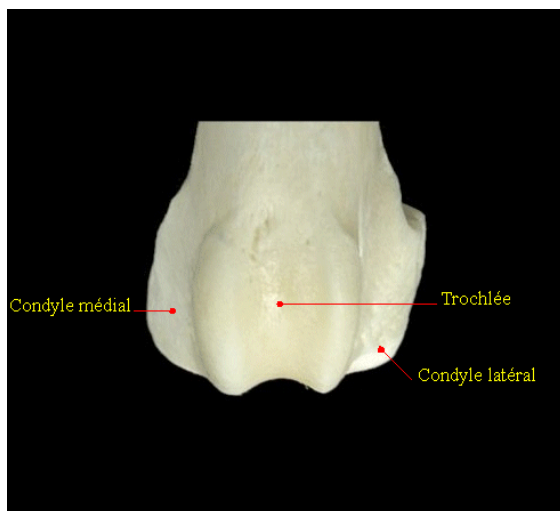


Figure 1. face crâniale du fémur gauche

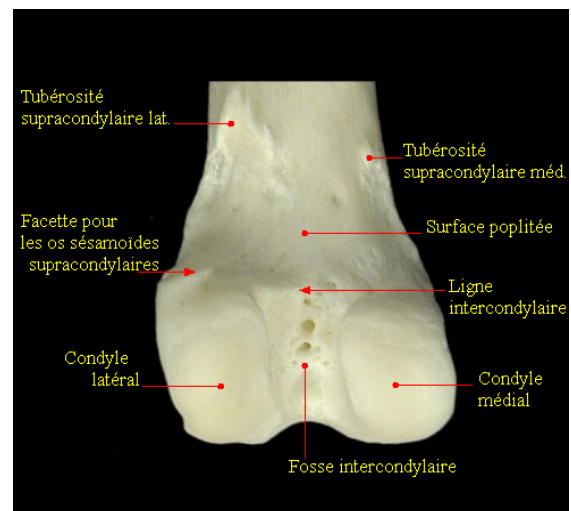


Figure 2. Face caudale du fémur gauche

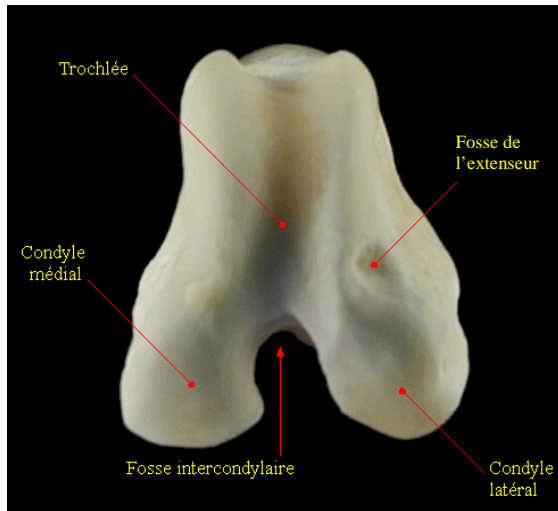


Figure 3. Face distale du fémur gauche

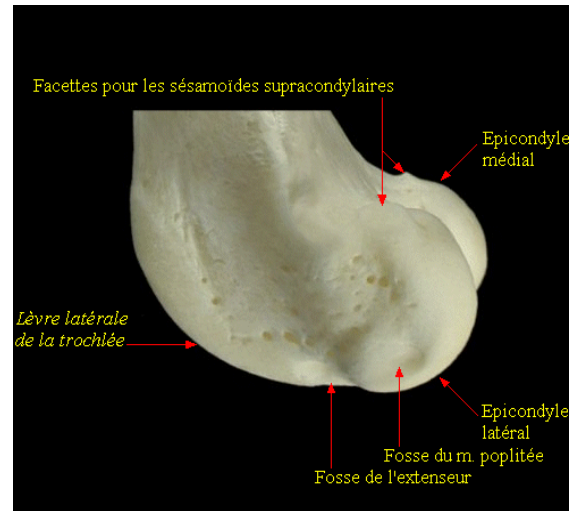


Figure 4. Face latérale du fémur gauche

Tout comme le fémur, l'anatomie du tibia a été largement décrite chez le chien (Dismukes *et al.*, 2007 ; Swanson *et al.*, 2012). L'angle mécanique médial proximal est de 93° (Dismukes *et al.*, 2007). La surface articulaire proximale, de forme triangulaire, appelée plateau tibial se décompose en un condyle médial et un condyle latéral séparés par l'éminence intercondylienne surmontée elle-même par les deux tubercules intercondyliens. Le plateau tibial est incliné caudalement. De nombreuses études se sont penchées sur la mesure de cette inclinaison dont l'angle varie autour de 26° en fonction de l'individu et de la race (Headrick *et al.*, 2007 ; Cabrera *et al.*, 2008 ; Lister *et al.*, 2008 ; Serwa *et al.*, 2009). Les valeurs extrêmes peuvent osciller entre 16° et 42° . Le sillon dans lequel glisse le tendon du muscle extenseur long des doigts crée une dépression dans le condyle latéral. La partie la plus crâniale de ce sillon est délimitée chez l'homme par le tubercule de Gerdi. Ce tubercule n'existe pas chez le chien. Proximocrânialement, la tubérosité tibiale reçoit l'insertion du tendon du muscle quadriceps. S'étendant distalement à cette tubérosité, la partie communément appelée la crête tibiale est connue dans la nomenclature sous le nom de bord crânial du tibia (Evans, 1993). La fibula vient s'articuler sur la partie caudolatérale du condyle latéral du tibia. Son intérêt dans notre description du grasset est que la tête de la fibula est le point d'insertion du ligament collatéral latéral.

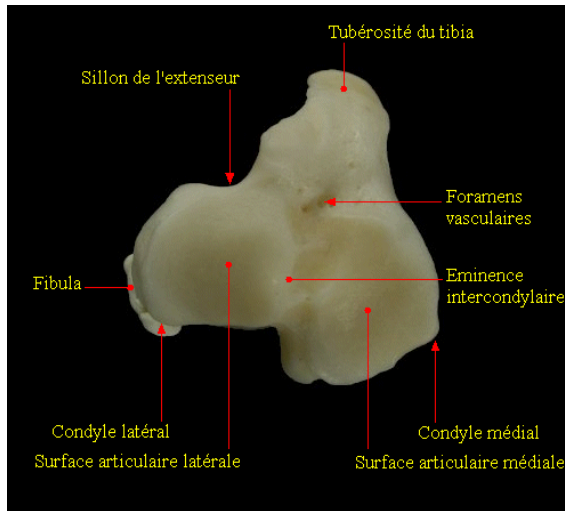


Figure 5. Vue proximale du tibial gauche

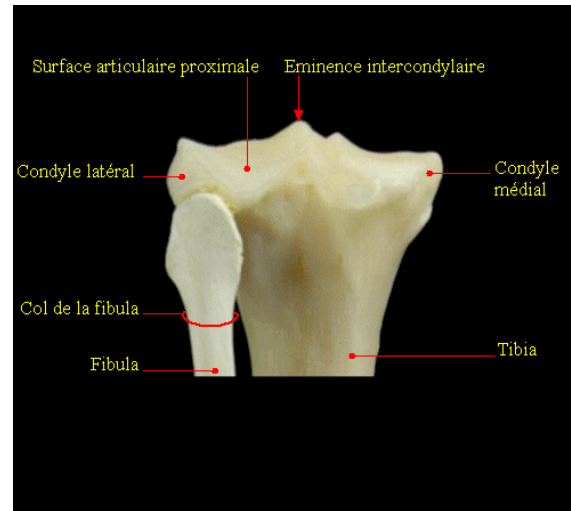


Figure 6. Vue caudale du tibia gauche

La rotule est le plus grand os sésamoïde du squelette. Sa surface articulaire est convexe dans toutes les directions. Elle s'articule avec la trochlée fémorale. Son rôle est d'augmenter la surface portante du tendon du quadriceps, de jouer un rôle de poulie en modifiant la direction de ce tendon et de protéger le tendon (Robins *et al.*, 1990 ; Evans and Hermanson, 1993).

II.1.2. Les ménisques

Les ménisques jouent un rôle central dans le grasset. En effet, si l'on regarde les surfaces articulaires du fémur et celles du tibia on s'aperçoit qu'elles ne sont pas congruentes. Le premier rôle du ménisque est donc de rendre congruente cette articulation. Ce sont deux structures fibrocartilagineuses de forme semilunaire liées aux condyles tibiaux. Crânialement, ils sont reliés par le ligament transverse. Puis chaque ménisque est relié au tibia par un ligament méniscotibial crânial et un ligament méniscotibial caudal. La particularité du ménisque latéral est de comporter caudalement un ligament méniscofémoral lui conférant une mobilité plus importante que le médial. Une autre raison expliquant la moindre mobilité du ménisque médial et qu'il est très fortement adhérent à la capsule au niveau du ligament collatéral médial. L'apport vasculaire aux ménisques est très faible : branches médiale et latérale de l'artère géniculaire qui ne pénètrent que de 15 à 25% de la largeur des ménisques (Arnoczky and Warren, 1983 ; Arnoczky, 1993). Leur nutrition est donc assurée en grande partie par simple diffusion à partir du liquide synovial. Au-delà de la congruence, le rôle des ménisques est multiple : l'amortissement, la lubrification et la stabilité (Pozzi *et al.*, 2010a ; Pozzi *et al.*, 2010b ; Thieman *et al.*, 2010). L'asymétrie des condyles, la plus petite longueur

du ligament collatéral médial, la mobilité plus importante du ménisque latéral et la position plus caudale de l'articulation du condyle fémoral latéral explique le phénomène de rotation interne du tibia lors de la flexion nommé « screw-home mechanism » ou « glissement pivotant » (Slocum et Devine, 1993 ; Arnoczky *et al.*, 1993).

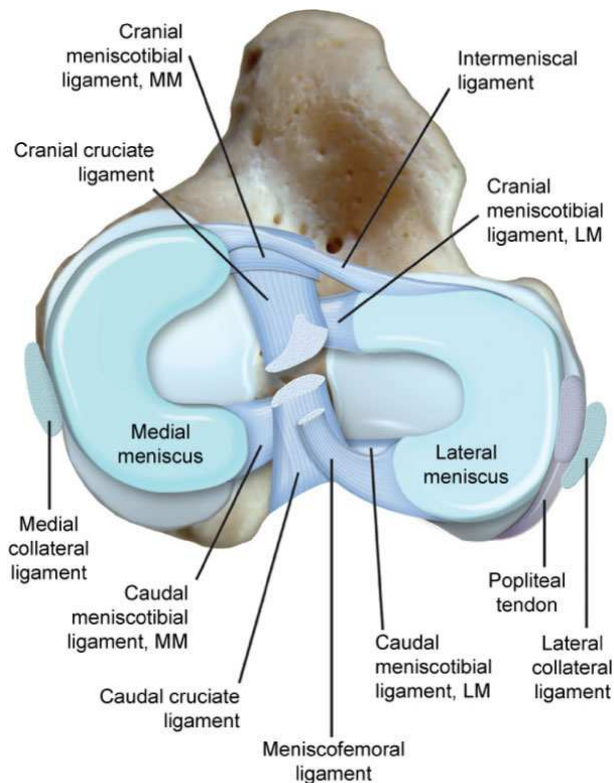


Figure 7. Ménisques et ligaments du grasset. MM : ménisque médial. LM : ménisque latéral. (d'après Tobias K.M. et Johnston S.A. « Veterinary surgery small animal », 1st Edition, 2012, p. 907)

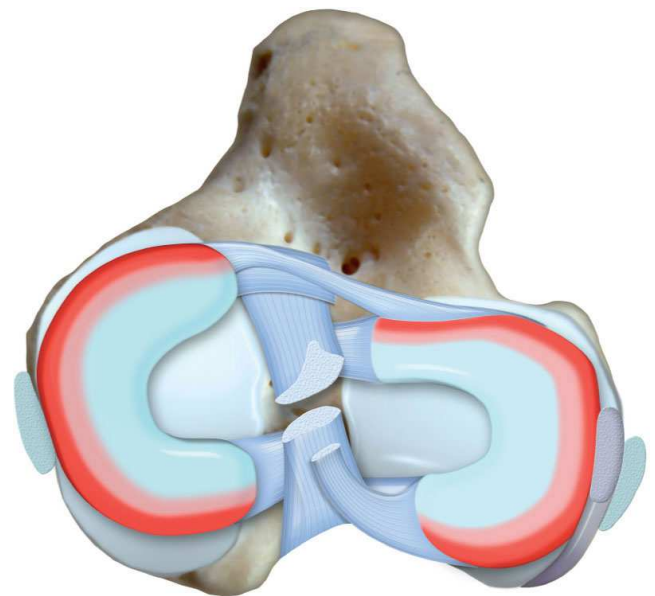


Figure 8. Proximal aspect des ménisques montrant approximativement les 3 zones de vascularisation des ménisques. La zone « rouge-rouge » s'étend sur 15 à 25% de la périphérie du ménisque. (d'après Tobias K.M. et Johnston S.A. « Veterinary surgery small animal », 1st Edition, 2012, p. 910)

II.1.3. Les ligaments

II.1.3.1. Les ligaments collatéraux

Ils sont au nombre de deux : un médial et un latéral. Le ligament collatéral latéral est le plus simple dans le sens où son origine et son insertion sont focales : il s'insère sur l'épicondyle latéral et sur la tête de la fibula. Il est tendu lorsque le grasset est en extension et détendu lorsque le grasset est en flexion. Le ligament collatéral médial a son origine au niveau de l'épicondyle médial mais s'insère sur une bande au niveau de la face médiale proximale du

tibia. Cette particularité est responsable du fait que la portion crâniale de ce ligament est tendue que le grasset soit en flexion ou en extension alors que sa portion caudale n'est tendue qu'en extension. Le rôle principal des ligaments collatéraux est de limiter le varisation du grasset (collatéral latéral) et sa valgisation (collatéral médial) (Vasseur and Arnoczky, 1981). Leur effet est plus prononcé en extension lorsque les deux ligaments sont tendus ; au fur et à mesure de la flexion, ils perdent progressivement de leur importance aux profits des ligaments croisés dans ce rôle.

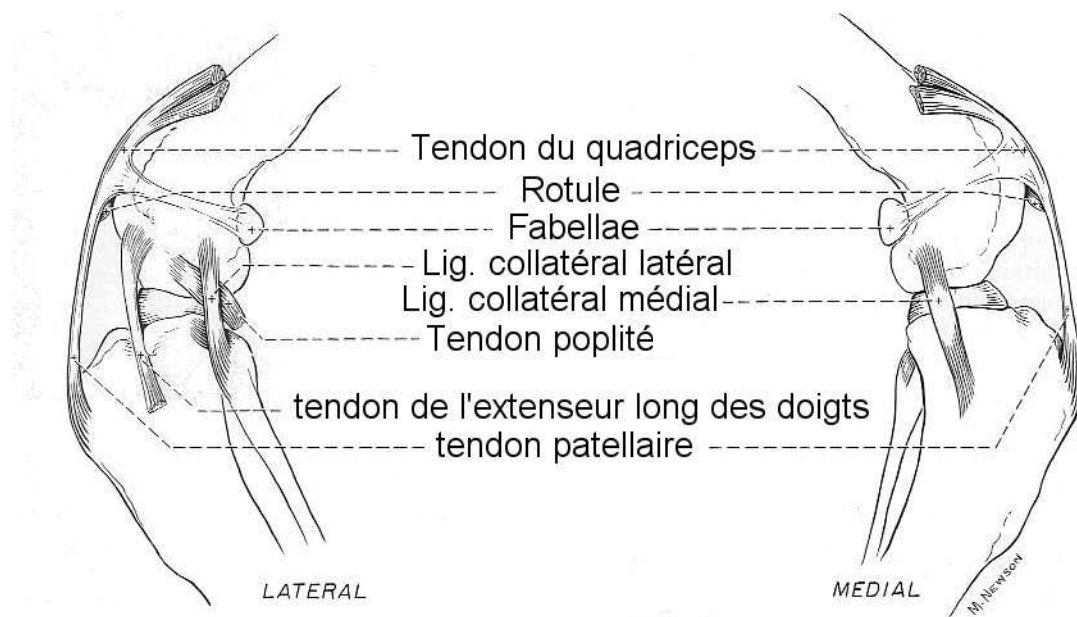


Figure 9. Diagramme représentant les tendons et ligaments extracapsulaires du grasset du chien. (d'après Evans H.E. « Miller's Anatomy of the Dog », 3rd Edition, 1993, p.248)

II.1.3.2. Les ligaments croisés

Les ligaments croisés ont pour origine la fosse intercondylienne et s'insèrent sur le tibia. Ils remplissent presque entièrement la fosse intercondylienne. Ce sont des structures intraarticulaires mais extrasynoviales (Arnoczky et Marshall, 1977 ; DeRooster *et al.*, 2006). Le ligament croisé crânial prend son origine sur la face caudomédiale du condyle latéral et s'insère crânialement sur le plateau tibial dans la zone intercondylienne. Le ligament croisé caudal prend son origine dans la partie crâniale de la fosse intercondylienne sur la face latérale du condyle médial et s'insère sur le tibia médialement à l'incisure poplitée. La position exacte des ligaments croisés varient en fonction des races. La position du ligament croisé crânial est plus variable sur un axe craniocaudal que sur un axe médiolatéral entre les individus et c'est l'opposé pour le ligament croisé caudal (Ocal *et al.*, 2013). Le ligament

croisé crânial rentre en contact avec le bord caudal de la fosse intercondylienne à 115° d'extension et son bord crânial à 155° d'extension. Chaque ligament se décompose en deux faisceaux de fibres mais bien que cela soit évident pour le ligament croisé crânial (Arnoczky and Marshall, 1977), les composantes du ligament croisé caudal sont moins distinctes et souvent inséparables (Heffron and Campbell, 1978). Pour le ligament croisé crânial, le faisceau craniomedial est tendu en flexion comme en extension du grasset alors que le faisceau caudolatéral est tendu en extension mais relâché en flexion. Cette particularité anatomique explique pourquoi dans le cadre d'une rupture partielle du ligament croisé, c'est toujours le faisceau craniomedial qui est rompu car il est plus sollicité que l'autre faisceau. Pour le ligament croisé caudal, le faisceau crânial est tendu en flexion et relâché en extension et c'est l'inverse pour le faisceau caudal (Arnoczky and Marshall, 1977). La vascularisation des ligaments croisés provient de branches de l'artère poplitée (prolongement de l'artère fémorale) : les artères géniculaires dont principalement l'artère géniculaire moyenne. Bien qu'il existe une vascularisation à l'intérieur même des ligaments, son rôle est très minoritaire comparé à la nutrition apportée par la synovie et le coussinet graisseux infrapatellaire eux-mêmes vascularisés par les artères sus-mentionnées. L'apport vasculaire au niveau des insertions osseuses est négligeable (Kobayashi *et al.*, 2006). La portion moyenne des ligaments croisés est moins bien vascularisée que le reste du ligament (Alm and Strömberg, 1974 ; Tirgari, 1978 ; Vasseur *et al.*, 1985), ce qui a encore été confirmé récemment par des études immunohistochimique et histomorphométrique (Hayashi *et al.*, 2011). Ceci explique en partie pourquoi lorsque le ligament est abîmé, il cicatrise très mal. La principale source d'innervation des ligaments croisés est le nerf articulaire médial provenant du nerf saphène (O'Connor and Woodbury, 1982). Ses terminaisons nerveuses (mécanorécepteurs ou terminaisons libres) se retrouvent principalement concentrées dans le tiers proximal du ligament croisé crânial et dans une moindre mesure le tiers distal (Yahia *et al.*, 1992 ; Arcand *et al.*, 2000). Ces mécanorécepteurs ont pour but d'activer des réflexes visant à protéger le ligament contre une tension excessive (Biedert *et al.*, 1992). Grâce à ce réflexe, le ligament croisé contribue à la stabilité fonctionnelle du grasset en agissant sur la contraction des muscles l'entourant (DeRooster *et al.*, 2006). Bien qu'aucune étude n'ait été réalisée chez le chien, chez l'homme les nocicepteurs sont localisés dans la membrane synoviale plutôt que dans les ligaments croisés eux-mêmes qui sont des structures considérées plutôt insensibles à la douleur (Biedert *et al.*, 1992). La charge soutenue par les ligaments croisés *in vivo* chez le chien n'est pas connue. Une étude chez la chèvre a montré des forces de 124 et 150 N à la marche et au trot respectivement (Holden *et al.*, 1994). Par extrapolation ces forces chez le

chien seraient de l'ordre de 175 à 325 N (Moore *et al.*, 2006a). In vitro, la résistance maximale du ligament croisé crânial est d'environ 700N chez le Labrador retriever (Comerford *et al.*, 2005) et d'environ 1300N chez les chiens croisés (Butler *et al.*, 1983).

Les rôles du ligament croisé crânial sont d'empêcher le déplacement crânial du tibia par rapport au fémur (ou le déplacement caudal du fémur par rapport au tibia) et d'empêcher l'hyperextension du grasset. Le rôle du ligament croisé caudal est d'empêcher le déplacement caudal du tibia. En association l'un avec l'autre, les deux ligaments luttent, d'une part, contre une rotation interne excessive en s'enroulant l'un autour de l'autre et d'autre part contre la varisation et la valgisation du grasset lors de la flexion (Cf. « II.1.3.1. les ligaments collatéraux »).

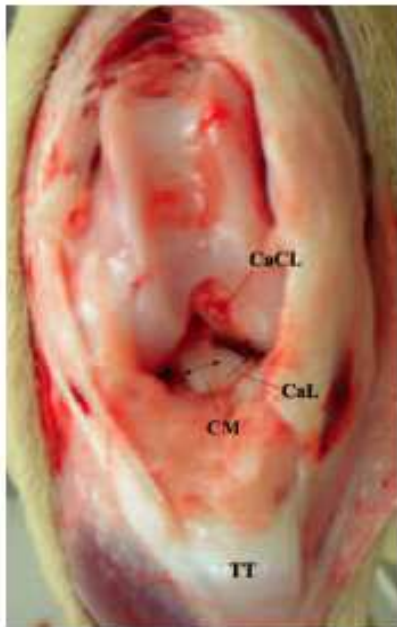


Figure 10. Vue crâniale d'un grasset droit. Le ligament croisé crânial est composé d'un faisceau cranomérial (CM) et d'un faisceau caudolatéral (CaL). CaCL : ligament croisé caudal. (d'après DeRooster H., Vet. Surg. 2006, 35, 769-780)

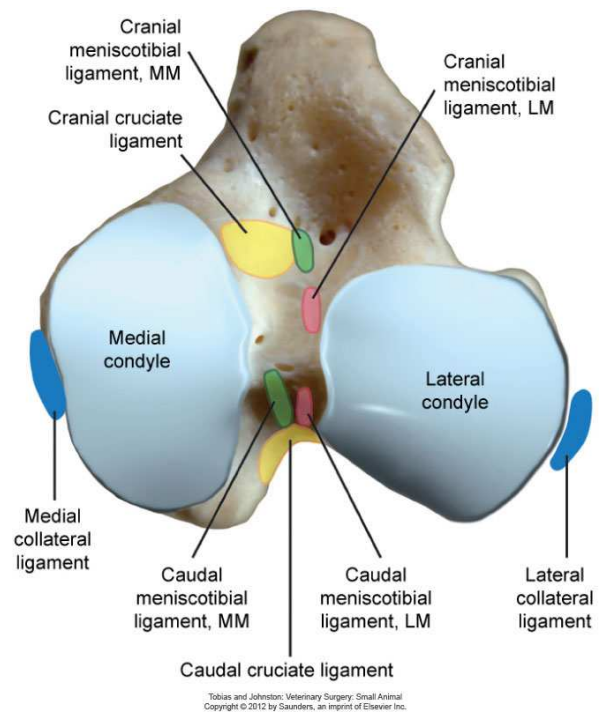


Figure 11. Insertions des ligaments croisés. MM : Ménisque médial. LM : ménisque latéral (d'après Tobias K.M. et Johnston S.A. « Veterinary surgery small animal », 1st Edition, 2012, p. 908)

II.1.4. Les muscles

Il est intéressant de constater que bien que chez le chien la pathologie de RLCC ait été décrite dès 1926 (Carlin, 1926), l'importance du rôle de la musculature dans la stabilité du grasset n'a commencé à prendre de l'importance qu'avec la description des techniques de stabilisation dynamique il y a seulement une trentaine d'année (Henderson et Milton, 1978 ; Slocum et Devine, 1983). L'importance de la musculature a depuis été mise en évidence (Millis *et al.*, 1997). Le but de ce paragraphe n'est pas de faire une revue exhaustive des muscles entourant le grasset mais de présenter les muscles rencontrés dans le reste de ce travail.

II.1.4.1. Les muscles de la loge caudale de la cuisse

On retrouve ici le biceps femoral dont l'origine est le ligament sacrotubéral et la tubérosité ischiatique et l'insertion le tendon patellaire, la rotule, la tubérosité tibiale et la tubérosité du calcanéum. Son rôle est l'extension de la hanche et du grasset pour son chef crânial et la flexion du grasset et l'extension du tarse pour son chef caudal. Le muscle semitendineux prend origine au niveau de la tubérosité ischiatique et s'insère d'une part sur le bord crânial du tibia et d'autre part sur la tubérosité du calcanéum. Son rôle est l'extension de la hanche et du tarse et la flexion du grasset. Le muscle semimembraneux a la même origine que le muscle précédant et s'insère en partie sur le fémur près de l'origine du muscle gastrocnémien latéral et en partie sur le tibia au niveau du ligament collatéral médial. Son rôle est l'extension de la hanche et la flexion du grasset. Le rôle de ces deux derniers muscles dans la stabilité du grasset n'a pas encore été décrit dans la littérature. Cependant, des récentes recherches montrent qu'ils pourraient jouer un rôle important dans la stabilisation dynamique du grasset (Kanno *et al.*, 2012 ; Balligand *et al.*, unpublished data).

Le muscle tenseur du fascia lata a pour origine la tubérosité coxale et l'aponévrose du fessier moyen. Il s'insère sur le fascia fémoral latéral lui-même en étroite relation avec la rotule. Son rôle est de contracter le fascia lata, la flexion de la hanche et l'extension du grasset. Son rôle dans la stabilité du grasset est méconnu. En revanche, le fascia lata a joué un rôle important dans les techniques de stabilisation statique du grasset (Cf. ci après).

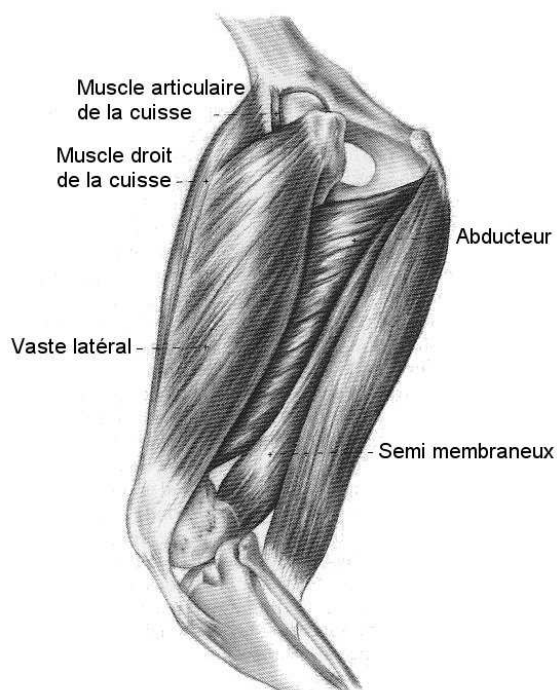


Figure 12. Muscle de la cuisse (d'après Evans H.E. « Miller's Anatomy of the Dog », 3rd Edition, 1993, p.363)

II.1.4.2. Les muscles de la loge crâniale de la cuisse

Cette loge comprend principalement le muscle quadriceps fait de quatre chefs: le muscle droit de la cuisse, le vaste latéral, le vaste médial et le vaste intermédiaire. Mis à part le muscle droit de la cuisse qui s'insère sur la tubérosité du muscle droit de la cuisse au niveau de l'ilium, les autres chefs prennent origine au niveau du fémur proximal. Leur insertion est commune au niveau de la rotule. L'action du quadriceps est principalement l'extension du grasset et dans une moindre mesure la flexion de la cuisse via le muscle droit de la cuisse. La contraction du muscle quadriceps, via la rotule qui agit comme une poulie pour modifier la direction des forces, exerce une traction sur la tubérosité tibiale et tend à tirer le tibia crânialement par rapport au fémur. Cette action est antagonisée par le ligament croisé crânial (Henderson et Milton, 1978).

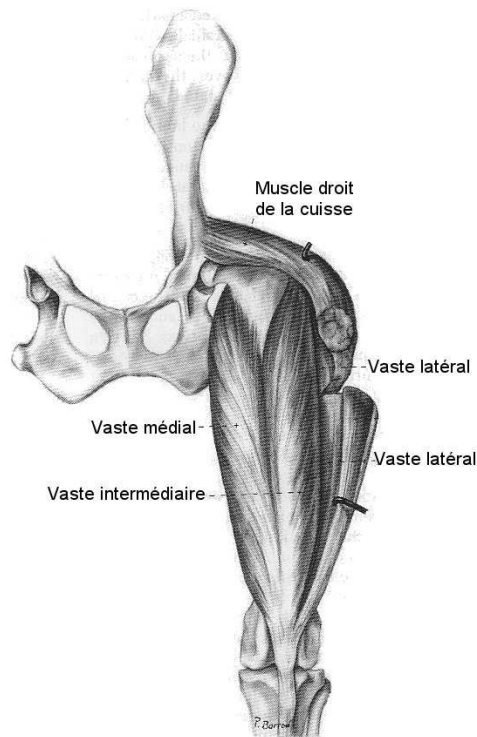


Figure 13. Muscle de la cuisse (d'après Evans H.E. « Miller's Anatomy of the Dog », 3rd Edition, 1993, p.363)

II.1.4.3. Les muscles de la loge médiale de la cuisse

Le muscle sartorius : chef crânial et chef caudal prend son origine au niveau de l'épine iliaque ventrale. Le chef crânial s'insère proximale à la rotule sur le fascia médial du fémur ; son rôle est la flexion de la hanche et l'extension du grasset. Le chef caudal s'insère sur le bord médial du bord crânial du tibia ; son rôle est la flexion de la hanche et du grasset.

Le muscle gracile prend son origine au niveau de la symphyse pubienne et s'insère sur le bord crânial du tibia et une partie de son fascia forme le tendon calcanéen commun avec le semitendineux, le biceps fémoral, le fléchisseur superficiel des doigts et les gastrocnémiens.

II.1.4.4. Les muscles de la jambe

Les muscles gastrocnémiens, médial et latéral, jouent un rôle primordial dans l'instabilité du grasset affecté par une RLCC. Chacun des tendons d'insertion contient un os sésamoïde (la fabella) et prend origine au niveau des tubérosités supracondylaires médiale et latérale. Distalement, les deux muscles fusionnent pour ne former plus qu'un seul tendon qui fait partie du tendon calcanéen commun et s'insère sur la tubérosité du calcaneum. Son rôle principal est l'extension du tarse. Sa contraction entraîne une force qui tire le fémur caudodistalement et donc relativement pousse le tibia vers l'avant : c'est la base du test de compression indirect (signe du tiroir indirect).

Le muscle poplité prend origine au niveau de l'épicondyle latéral et son tendon contient un petit os sésamoïde. Il s'insère sur la surface proximomédiale du tibia après avoir contourné l'articulation caudalement en invaginant la capsule articulaire en passant sous le ligament collatéral latéral. Son tendon a été utilisé pour stabiliser le grasset après RLCC (Monnet *et al.*, 1995). Son rôle présumé est la rotation médiale du tibia ainsi qu'un rôle stabilisateur du grasset en maintenant le ménisque latéral en place lors de la rotation du tibia (Robins, 1990).

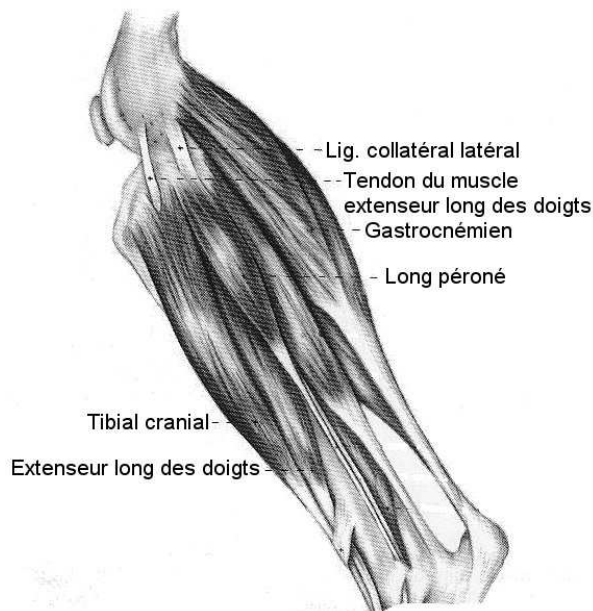


Figure 14. Muscle de la jambe (d'après Evans H.E. « Miller's Anatomy of the Dog », 3rd Edition, 1993, p.374)

II.2. Cinématique du grasset

Devant l'échec partiel des stabilisations statiques à corriger une RLCC, l'intérêt des recherches s'est déplacé de l'anatomie purement descriptive à l'anatomie fonctionnelle et à l'étude du grasset en mouvement. Depuis à peine une vingtaine d'année, les études cinématiques sur le grasset du chien se multiplient pour tenter de mieux comprendre les différentes forces mises en jeux lors de la démarche (dynamique inverse).

Les études cinématiques chez l'homme atteint de RLCA ont montré un déséquilibre « dynamique » et ceci semble se confirmer chez le chien également (Tashman *et al.*, 2004 ; Korvick *et al.*, 1994a). Les études cinématiques chez le chien sont rendues néanmoins difficiles par la grande variation de races, de tailles, de morphométries et de corpulences (Mölsä *et al.*, 2010 ; Agostinho *et al.*, 2011). Une autre source de biais résulte du mouvements des marqueurs placés sur la peau lors de ces études (Kim *et al.*, 2011 ; Schwencke *et al.*, 2012). Les données présentes dans la littérature actuellement concernent principalement le Labrador, une des races les plus couramment atteintes par la RLCC (Bertram *et al.*, 2000 ; Molsa *et al.*, 2010 ; Ragetly *et al.*, 2010 ; Agostinho *et al.*, 2011).

Au trot, l'angle d'extension maximal du grasset est de 144° et le minimal de 91° avec un déplacement angulaire moyen de 52°. A cette allure, la déformation angulaire varie entre 635°/s et -454°/s (Agostinho *et al.*, 2011). Ces angles sont évidemment modifiés en fonction du type d'exercice et varient suivant l'inclinaison du sol (Durant *et al.*, 2008 ; Millard *et al.*, 2010). Au cours d'une foulée, au niveau du grasset, un moment de flexion est généré jusqu'à la fin de la protraction. A ce moment, les muscles extenseurs du grasset absorbent de l'énergie (contraction excentrique) en contrôlant la flexion du grasset pour pouvoir ensuite générer un pic de puissance pour étendre le grasset durant la rétraction et ainsi propulser le chien vers l'avant. A la fin de la phase de rappel, c'est au tour des muscles fléchisseurs d'absorber de l'énergie en contrôlant l'extension du grasset avant de rentamer un phase d'appui (Ragetly *et al.*, 2010).

III. LA RUPTURE DU LIGAMENT CROISE CRÂNIAL CHEZ LE CHIEN

III.1. Pathogénie

Bien que le ligament croisé crânial soit l'une des causes les plus fréquentes de boiterie chez le chien (Wilke *et al.*, 2005a), les mécanismes aboutissant à sa rupture restent flous (Comerford *et al.*, 2004; Hayashi *et al.*, 2004; Comerford *et al.*, 2005). Les études s'accordent cependant à dire que la rupture intervient après un processus de dégénérescence progressive et un affaiblissement du ligament plutôt que de manière traumatique (Hayashi *et al.*, 2003; Comerford *et al.*, 2005). Le ligament croisé malade semble dégénérer chroniquement de manière irréversible au niveau de sa zone centrale (Vasseur *et al.*, 1985). De nombreux contributeurs à la pathologie de la RLCC ont été étudiés : phénomène vasculaire (Hayashi *et al.*, 2011), processus inflammatoires (Breshears *et al.*, 2010), génétique (Wilke *et al.*, 2005a), signalement (Adams *et al.*, 2011), morphométrie (Ragetly *et al.* 2011), mais la cause initiale reste un mystère à l'heure actuelle.

Bien que la répartition de la vascularisation soit identique entre un ligament pathologique et un ligament intact, la densité vasculaire est plus importante en cas de ligament pathologique. Une des hypothèses mise en avant pour expliquer ce phénomène est la présence d'une hypoxie préalable qui, on le sait, est un des stimulants les plus puissants de l'induction vasculaire (Hayashi *et al.*, 2011). La combinaison d'une densité vasculaire moindre au centre du ligament croisé crânial avec un écrasement de cette même zone par le ligament croisé caudal qui s'enroule à cet endroit entrainerait une diminution de la perfusion et de la tension en oxygène, source de la dégénérescence des ligaments croisés (Hayashi *et al.*, 2003). Une densité vasculaire augmentée dans une région du ligament croisé crânial est associée à une désorganisation de la matrice et notamment de ses fibres de collagène et donc à chute de la résistance. Malheureusement, à l'heure actuelle rien ne prouve que l'augmentation de la vascularisation ne soit pas une simple réponse inflammatoire à un processus initial non déterminé.

Le caractère inflammatoire du grasset atteint de RLCC est une évidence (Erne *et al.*, 2009) et tout le monde s'accorde à dire que l'inflammation précède la RLCC (Fujita *et al.*, 2006; Bleedorn *et al.*, 2011). Les différents marqueurs potentiels de cette inflammation sont au centre de nombreuses études. Une meilleure compréhension de la chronologie de leur apparition pourrait nous aider à en apprendre plus sur la pathogénie. Un marqueur précoce, facilement quantifiable et corrélé avec le commencement d'une maladie du ligament croisé

crânial reste encore à identifier. Un tel marqueur pourrait permettre de détecter la maladie très tôt dans son processus de façon minimalement invasive, bien avant la rupture complète du ligament, et ainsi de prévenir cette rupture ou bien de quantifier le degré de sévérité de la maladie voire permettre d'évaluer la réponse au traitement (Rorvik et Grondal, 1995 ; Lohmander, 1997). La recherche est cependant difficile et si certains marqueurs s'avèrent prometteurs sur des modèles expérimentaux comme par exemple un épitope du collagène 2, étudié aussi bien dans le liquide articulaire que dans le sérum ou dans l'urine, les tests cliniques n'ont pas confirmé son efficacité à détecter la présence d'une RLCC (Hayashi *et al.*, 2009). Les moyens techniques actuels permettent la détection rapide de nombreuses protéines soit dans le sérum soit dans le liquide synovial. On a ainsi pu mettre en évidence *in vitro* que le ligament croisé lésé libère une quantité anormalement importante de métalloprotéinases, des collagénases identifiées au sein des ligaments croisés (Muir *et al.*, 2005). *In vivo*, des protéines intervenant dans le système du complément et dans le métabolisme des lipides et du cholestérol ont été retrouvées dans des concentrations significativement plus élevées au niveau du liquide synovial dans des grassets atteints de maladie ligamentaire que dans des grassets sains (Garner *et al.*, 2013). Malheureusement à ce jour, aucun de ces marqueurs n'est significativement plus élevé dans le sérum des chiens atteints comparés aux chiens sains, empêchant une détection de la maladie par une simple prise de sang, technique bien moins invasive qu'une ponction articulaire nécessitant une anesthésie générale, le plus souvent.

En plus des enzymes et des médiateurs de l'inflammation, une autre catégorie de marqueurs étudiée est celle des oxydes nitriques (Johnson *et al.*, 2002). Les études préliminaires ont montré qu'ils étaient produits en quantité plus importante par les ligaments croisés lésés que par les ligaments intacts (Spreng *et al.*, 2006) et l'on sait qu'une augmentation des oxydes nitriques est associée avec une aggravation du phénomène d'apoptose au sein du cartilage et des ligaments (Murakami *et al.*, 2005). Les études *in vivo* ont cependant échoué à montrer une efficacité des inhibiteurs d'oxyde nitrique pour prévenir de l'apoptose des ligaments (Hofer *et al.*, 2009).

Au regard de la prédisposition raciale à la pathologie du ligament croisé crânial (Labradors, Golden retrievers, Rottweilers,...), la génétique a été rapidement mise en cause (Whitehair *et al.*, 1993 ; Duval *et al.*, 1999), mais la première recherche de gène candidat ne date que de 2005 (Wilke *et al.*, 2005a). Chez le Terre Neuve et le Boxer, l'héritabilité a été estimée à 0,27 et 0,28 respectivement (Nielen *et al.*, 2003 ; Wilke *et al.*, 2006) avec une pénétrance de 51% seulement, laissant place à une influence importante de l'environnement. Une étude a tenté de mettre en évidence le caractère auto-immun de la maladie en étudiant le rôle du complexe

majeur d'histocompatibilité de classe II chez le Labrador et le Golden retriever mais les résultats se sont avérés négatifs (Clements *et al.*, 2011). Les études portent aujourd'hui sur la méchanotransduction, c'est-à-dire la conversion d'un stimulus mécanique en réponse chimique via l'expression génique. Les premières études chez le chien ont permis de mettre en évidence des molécules (metalloprotéinases de matrice et collagène I) dont certaines pourraient servir de cible lors de traitements à venir (Breshears *et al.*, 2010).

Contrairement aux études sur la génétique, celles sur les signalements et la morphométrie du tibia sont très nombreuses. Les races les plus représentées sont le Terre Neuve, le Rottweiler, Le Labrador retriever, le Bulldog et le Boxer chez les grandes races et le West Highland White terrier et le Yorkshire terrier chez les petites races (Macias *et al.*, 2002 ; Witsberger *et al.*, 2008). Si ces études s'accordent à dire que les femelles ont une prévalence supérieure aux mâles et que l'âge moyen d'apparition de la rupture est autour de 8 ans (Whitehair *et al.*, 1993, Adams *et al.*, 2011), le rôle de la stérilisation est controversé et ne se vérifie pas dans les études les plus récentes (Whitehair *et al.*, 1993, Adams *et al.*, 2011). Le rôle du poids ne fait aucun doute et dans toutes les études l'obésité est un facteur de risque important (Whitehair *et al.*, 1993, Duval *et al.*, 1999, Adams *et al.*, 2011). Ceci a été mis en relation, entre autres, avec le rôle négatif joué par les leptines et les adiponectines, adipokines incriminées dans le développement de l'ostéoarthrose chez l'homme (Gualillo, 2007 ; Simopoulou *et al.*, 2007). L'anatomie du fémur et plus particulièrement la fosse intercondylienne, dont la morphologie est incriminée dans la RLCA chez l'homme (Souryal *et al.*, 1988), a été étudiée chez le chien (Fitch *et al.*, 1995). La différence de taille de la fosse entre le mâle et la femelle n'a pas d'incidence sur la pathologie des ligaments croisés (Kara *et al.*, 2011). Cependant, les chiens atteints d'une RLCC ont une fosse plus étroite que les chiens sains (Lewis *et al.*, 2008) : ceci est une piste à développer pour prédire l'apparition d'une RLCC car pour l'instant, la nature rétrospective de ces études ne permet pas de dire si les modifications de la fosse intercondylienne sont la cause ou la conséquence de la rupture du ligament.

Depuis l'avènement des techniques de stabilisation dynamique pour traiter chirurgicalement la RLCC (Cf ci-après), une attention particulière est portée sur la morphométrie du tibia. La pente du plateau tibial a été largement étudiée et est en moyenne de 26° selon les études (Headrick *et al.*, 2007 ; Cabrera *et al.*, 2008 ; Lister *et al.*, 2008 ; Serwa *et al.*, 2009). Même si quelques études ont mis en avant un lien de cause à effet entre l'angle du plateau tibial (*Tibial Plateau Angle* : TPA) et la RLCC (Read et Robins, 1982 ; Slocum et Devine, 1983 ; Morris et Lipowitz, 2001), de nombreuses études peinent à vérifier ce lien causal (Wilke *et al.*, 2002 ;

Reif et Probst, 2003 ; Cabrera *et al.*, 2008). Une stérilisation précoce a été mise en évidence comme facteur de risque pour un TPA excessif mais rappelons qu'un lien entre la stérilisation et la RLCC n'a pas été établi (Duerr *et al.*, 2007). Dans le même ordre d'idée, un autre paramètre de la morphologie du tibia, modérément corrélé au TPA, i.e. l'angulation caudale du tibia proximal, a été relié au risque de RLCC : une angulation $> 11^\circ$ serait un facteur de risque (Morris et Lipowitz, 2001 ; Selmi et Padilha Filho, 2001 ; Macias *et al.*, 2002 ; Osmond *et al.*, 2006 ; Glassman *et al.*, 2011). Toujours au niveau de la conformation tibiale, une étude récente a montré que la conformation de la tubérosité tibiale pourrait aussi avoir un rôle dans cette pathologie (Inauen *et al.*, 2009).

Entre 4 et 14% des animaux présentés ont une RLCC bilatérale lors de la présentation (Lampman *et al.*, 2003 ; Cabrera *et al.*, 2008 ; Buote *et al.*, 2009 ; Grierson *et al.*, 2011). En revanche le pourcentage de RLCC affectant le deuxième grasset d'un même animal est bien plus élevé et selon les études varie entre 18 et 61% des cas avec une médiane d'intervalle entre les deux ruptures de 26 à 74 semaines (Doverspike *et al.*, 1993 ; Harasen, 1995 ; Buote *et al.*, 2009 ; Grierson *et al.*, 2011). Les études les plus récentes divergent quant à l'importance du poids, de l'âge à la présentation, du sexe et de la pente du plateau tibial pour prédire l'apparition d'une RLCC controlatérale (Cabrera *et al.*, 2008 ; Buote *et al.*, 2009 ; Grierson *et al.*, 2011).

Au niveau cinématique, lors d'une RLCC on observe des modifications tant au niveau du grasset atteint qu'au niveau des autres articulations du même membre ainsi que celles du membre controlatéral qui compensent. La boiterie du membre atteint se manifeste principalement durant la phase de freinage du cycle de la marche avec un rapport protraction/rétraction en phase d'appui évoluant de 50/50 chez un chien normal vers 33/66 chez un chien atteint de RLCC (Ragetly *et al.*, 2010). En effet, réduire la durée de la protraction vise à éviter une hyperextension du grasset propice à la subluxation du tibia (Korvick *et al.*, 1994a). Le deuxième mécanisme adaptatif mis en évidence est une diminution d'extension en phase de rétraction (propulsion) cette fois. Les chiens atteints de RLCC au trot montrent une flexion accrue du grasset atteint et une diminution des vitesses angulaires (Vilensky *et al.*, 1997 ; DeCamp *et al.*, 1996, Ragetly *et al.*, 2010).

En résumé, quoiqu'inconnue, la cause de la RLCC chez le chien est multifactorielle et s'explique autant par des facteurs biologiques que biomécaniques (Cook, 2010 ; Griffon, 2010 ; Comerford *et al.*, 2011).

III.2. Diagnostic

III.2.1 Position et démarche

Aucun type de boiterie n'est pathognomonique d'une RLCC ou autrement dit les chiens atteints peuvent présenter tous types de boiterie. Dans le cas d'une RLCC traumatique (rare) la boiterie est soudaine, tout d'abord sévère, pour évoluer vers une reprise d'appui en 3 à 5 semaines. Dans les cas courants de RLCC la boiterie est intermittente au début et exacerbée par l'effort. Le membre lésé est parfois maintenu au soutien lors de rupture soudaine des dernières fibres intactes d'un ligament en souffrance depuis plusieurs semaines ou mois, ou lors d'une lésion méniscale. Les chiens atteints ont tendance à ne plus s'asseoir normalement mais garde le membre lésé étendu sur le côté.

III.2.2. Examen clinique

Dans la grande majorité des cas, le diagnostic peut être posé grâce à l'examen orthopédique. Le détail de cet examen a été décrit de multiples fois dans la littérature. On recherche la présence d'une effusion articulaire palpable de part et d'autre du tendon patellaire, une hypertrophie du ligament collatéral médial, une douleur à l'extension, des crépitements de l'articulation liés à l'arthrose, un éventuel claquement méniscal (Cf ci-après) et des signes d'instabilité (tiroir direct et indirect) (Henderson et Milton, 1978 ; Johnson et Johnson, 1993 ; Moore et Read, 1996 ; Jerram et Walker, 2003). S'ils sont positifs, ces deux derniers examens sont quasi pathognomoniques d'une RLCC. Tous les examens sont faits en comparant avec l'articulation controlatérale.

L'effusion articulaire est palpée de part et d'autre du tendon patellaire. Avec une articulation normale, on doit sentir une dépression de part et d'autre et les contours du tendon patellaire sont facilement palpables. Plus l'effusion est importante, plus les dépressions s'atténuent et moins on sent le tendon patellaire. D'après une étude récente, cette manipulation est le test le plus sensible pour mettre en évidence une RLCC (Carobbi et Ness, 2009). Dans le cas d'affection chronique, une hypertrophie du ligament collatéral médial est sentie en prenant le grasset à pleine main. Dans le cas de rupture partielle, l'hyperextension du grasset est douloureuse. Le claquement méniscal est parfois présent lors de lésion du ménisque médial.

Une absence de claquement n'est cependant pas la preuve d'un ménisque intact : car la corrélation entre claquement et lésion méniscale est mauvaise. Enfin le signe du tiroir qui peut être mis en évidence de manière directe ou indirecte (test de compression tibiale). Dans le cas du tiroir direct, le fémur est maintenu dans une main en plaçant le pouce et le majeur sur les fabellae de part et d'autre des condyles et l'index sur la rotule. L'autre main maintient le tibia en plaçant l'index sur la tubérosité tibiale, le pouce derrière la tête de la fibula et le majeur en regard sur la face médiale. On tente ensuite de déplacer le tibia crânialement sans modifier l'angle du grasset ni bouger le fémur (Figure 15). Si la tubérosité tibiale avance par rapport à la rotule (respectivement repérés par chaque index), le signe du tiroir est positif et une RLCC est présente. Ce test est réalisé avec une légère flexion puis en extension complète afin de pouvoir mettre en évidence une RLCC partielle où le signe du tiroir présent en flexion disparaît en extension (Cf. paragraphe anatomie des ligaments).

Le test de compression tibiale est réalisé en maintenant le fémur de manière identique dans une main excepté que l'index ne se place plus sur la rotule mais directement sur la tubérosité tibiale. Avec l'autre main, le tarse est mis en flexion sans modifier l'angle du grasset. Ceci entraîne une tension sur les muscles gastrocnémiens via le tendon calcanéen commun et tire le fémur vers l'arrière tout en comprimant le tibia sur le fémur qui suite à l'inclinaison du plateau tibiale pousse le tibia vers l'avant. Dans le cas d'une RLCC on sentira donc une avancée de la tubérosité tibiale. La sensibilité de ces deux tests est nettement accrue après anesthésie de l'animal examiné (augmente de 60% à 90%) (Carobbi et Ness, 2009). Chez le chiot en croissance, le signe du tiroir crânial est positif de manière physiologique en raison de la laxité ligamentaire. Le déplacement crânial du tibia est cependant brutalement stoppé ce qui permet de le différencier des cas pathologiques.

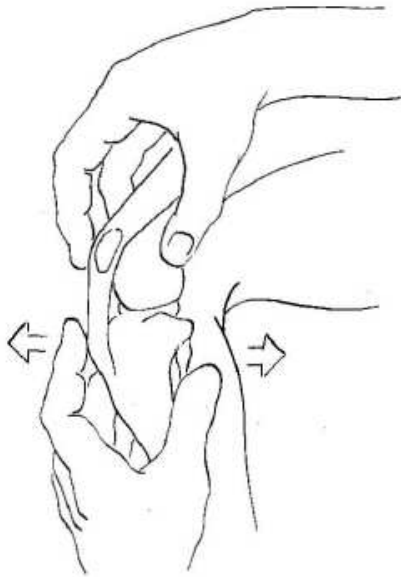


Figure 15. Mise en évidence du signe du tiroir. Il doit être réalisé en extension et en flexion de 30°. (d'après Slatter D. « Textbook of small animal surgery », 3rd Edition, 2001, p.2099)

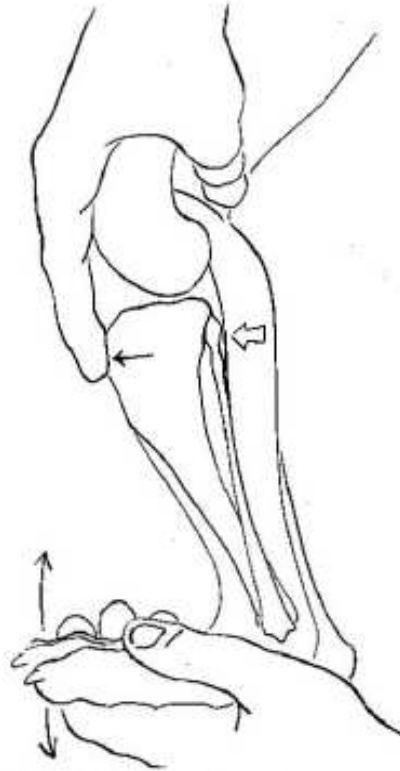


Figure 16. Test de compression tibiale. (d'après Slatter D. « Textbook of small animal surgery », 3rd Edition, 2001, p.2099)

III.2.3. Examens complémentaires

Malgré le développement de l'imagerie en coupe, la radiographie reste l'examen complémentaire de première ligne dans le diagnostic de la RLCC. Au-delà du fait que les radiographies soient nécessaires pour la préparation chirurgicale, elles mettent en évidence les signes d'ostéoarthrose dont la RLCC est la cause principale. Celle-ci se manifeste par un rétrécissement de l'espace articulaire, une sclérose de l'os sous-chondral du plateau tibial, une ostéophytose des lèvres de la trochlée, de la rotule, des fabellae, du plateau tibial et une distension de la capsule visualisée par un déplacement crânial du coussinet graisseux infrapatellaire et un déplacement caudal de la capsule (Marino et Loughin, 2010). Les projections orthogonales du grasset permettent aussi de mettre en évidence des pathologies concomitantes (luxation de la rotule) ou des causes rares d'instabilité du tibia (tumeur osseuse lysant les insertions ligamentaires, fracture Salter Harris de type I de l'épiphyse proximale du tibia).

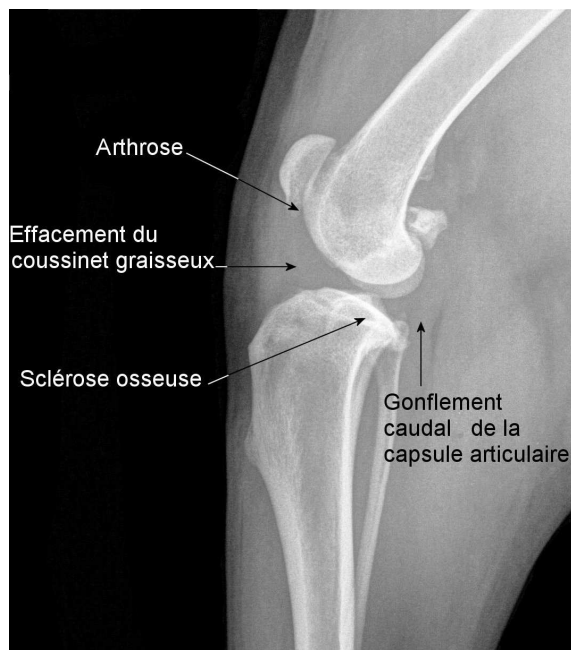


Figure 17. Radiographie latérale d'un grasset atteint de rupture du ligament croisé cranial.

L'échographie est un autre moyen complémentaire économique et peu invasif décrit pour l'évaluation du grasset. L'anatomie normale du grasset à l'échographie a été décrite par Reed *et al.* en 1995. Suite à ce travail, les vues standards pour l'examen des ligaments croisés et des ménisques ont été décrites (Kramer *et al.*, 1999). Une étude clinique a cependant montré une sensibilité médiocre pour diagnostiquer une RLCC. La principale utilité des ultrasons est le diagnostic des lésions méniscales avec une sensibilité de 82% et une spécificité de 93% (Arnault *et al.*, 2009).

L'imagerie en coupe (Scanner et IRM) n'a pas encore montré un grand intérêt chez le chien dans le diagnostic de la RLCC. Leurs principaux avantages résident dans l'évaluation des ménisques (Cf paragraphe « Lésions méniscales » ci-après). Une étude a montré la supériorité de l'IRM sur la radiographie pour la mise en évidence précoce de l'ostéoarthrose (Nolte-Ernsting *et al.*, 1996). Une étude récente a montré que l'arthroscanner a une sensibilité de près de 100% et une spécificité entre 75 et 100% dans le diagnostic de la RLCC (Samii *et al.*, 2009).

La thermographie qui est utilisée couramment chez l'homme et en médecine équine a été rapportée anecdotiquement. Dans le cadre de la RLCC, une étude a montré un taux d'identification de la pathologie de 75 à 85% (Infernuso *et al.*, 2010).

Enfin citons l'arthroscopie qui est un moyen diagnostique invasif. Celle-ci permet de visualiser directement les fibres rompues du ligament que la rupture soit partielle ou complète. L'examen clinique et les examens complémentaires sus-cités sont cependant largement

suffisants pour diagnostiquer une RLCC et le traumatisme infligé à l'articulation par l'arthroscopie, aussi faible soit-il, n'est pas nécessaire dans ce seul but. En revanche, l'arthroscopie est très utile pour confirmer, infirmer voire traiter, d'éventuelles lésions méniscales : son caractère peu invasif prend alors toute sa valeur (Pozzi *et al.*, 2008a).

III.3. Lésions méniscales

III.3.1. Pathologie

La lésion méniscale représente la complication la plus fréquente associée à la RLCC. De par son anatomie le ménisque médial est presque exclusivement le seul ménisque concerné. En effet, étant solidaire du plateau tibial (Cf. « II. Anatomie »), en cas de RLCC sa corne caudale est écrasée par le condyle médial du fémur à chaque mise en charge du tibia (Stone *et al.*, 1980). L'incidence d'une lésion méniscale dans le cadre d'une RLCC varie de 10 à 70% selon les études (Bennett et May, 1991 ; Flo, 1993 ; Ralphs et Whitney, 2002). Cette grande variation tient sûrement au fait de la différence de sensibilité des différents moyens de diagnostic (Cf ci-dessous). En pratique, l'incidence réelle est probablement située autour de 60% (Franklin *et al.*, 2010). La lésion méniscale isolée (càd sans RLCC) est bien décrite chez l'homme (Drosos et Pozo, 2004) pour un seul cas est décrit dans la littérature vétérinaire (Ridge, 2006). Différents types de lésions méniscales existent : les lésions longitudinales pouvant conduire aux une lésions dites en « anse de seau », les lésions radiales, les détachements complets du pôle caudal ou de la périphérie et les fibrillations.

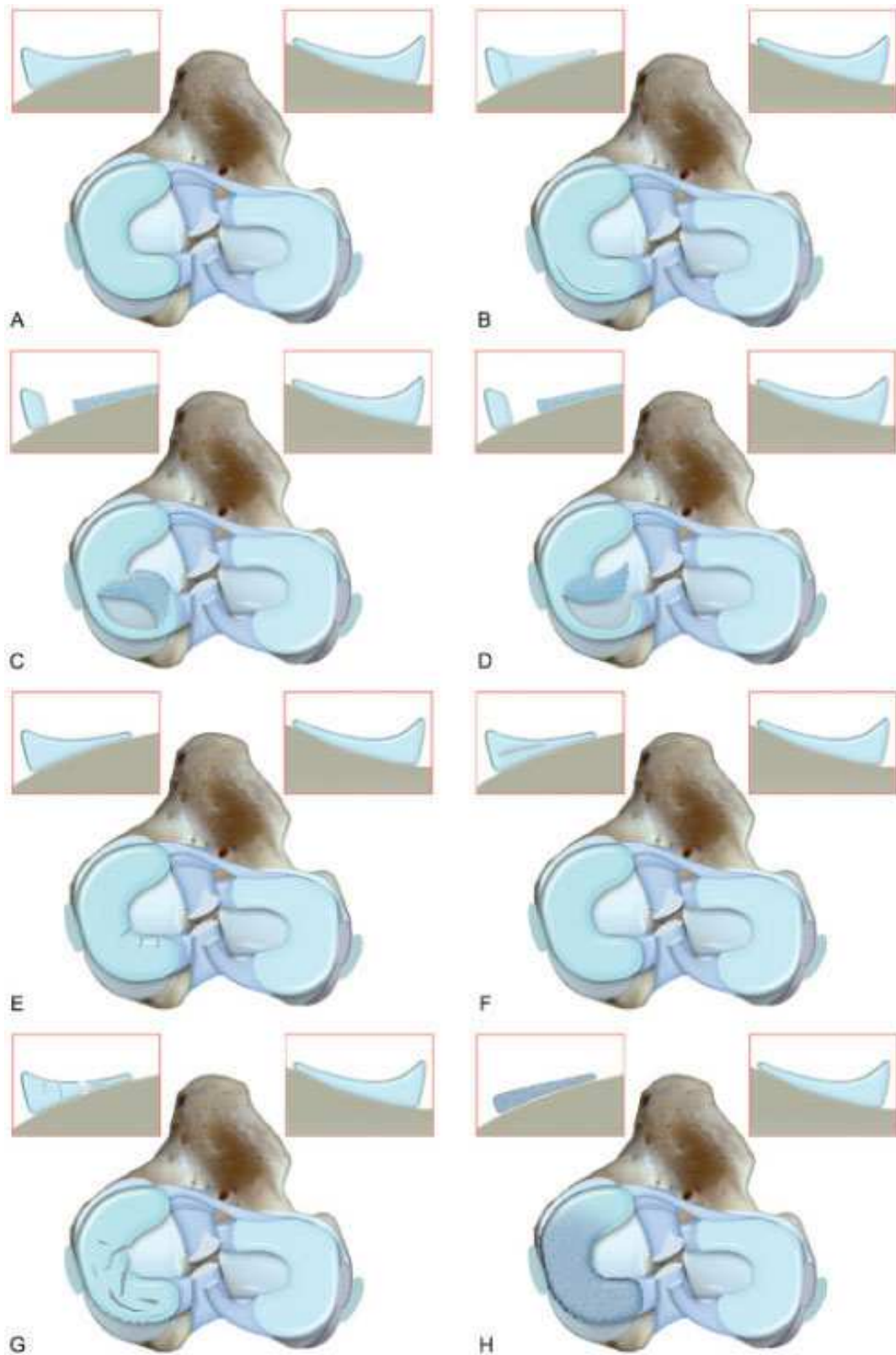


Figure 18. Vue proximale du plateau tibial droit. A : intact, B : fissure longitudinale verticale, C : lésion en « anse de seau », D : flap, E : fissures radiales, F : fissure horizontale, G : lésion complexe, H : lésion dégénérative (d'après Thieman K. et al., Vet. Surg. 2009, 38, 803)

Ces lésions sont la cause de douleur, de boiteries et sont associées au développement de l'arthrose (Arnoczky, 1993 ; Jackson *et al.*, 2001). Les effets biomécaniques de ces différentes lésions ont été étudiés *in vitro*. Dans les cas d'anses de seau, de décollement de la corne caudale et dans les lésions complexes, on observe une augmentation des pics de pression entre le fémur et le tibia (Thieman *et al.*, 2009). La durée de la boiterie avant traitement, le poids du chien, la présence d'ostéoarthrose et le caractère complet de la RLCC ont tous été reliés à l'apparition de lésions méniscales mais ces données sont controversées (Flo, 1993 ; Timmerman *et al.*, 1998 ; Necas et Zatloukal, 2002, Ralphs et Whitney, 2002, Hayes *et al.*, 2010). L'importance du TPA ne semble pas liée au développement des lésions méniscales (Guastella *et al.*, 2008). Lorsque la lésion méniscale intervient après une chirurgie du ligament croisé crânial, elle se manifeste par une résurgence de la boiterie en moyenne 5 à 6 mois après l'intervention (Metelman *et al.*, 2002 ; Case *et al.*, 2008).

III.3.2. Diagnostic

L'importance du diagnostic d'une lésion méniscale est capitale car si l'incidence au moment du diagnostic de RLCC tourne autour de 60%, l'incidence de lésion méniscale intervenant après chirurgie varie de 3 à 21% (Lafaver *et al.*, 2007 ; Fitzpatrick et Solano, 2010 ; Kalff *et al.*, 2011), faisant d'elle la principale complication majeure postopératoire et un motif de réintervention (Innes *et al.*, 2000). Or sans méthode de diagnostic fiable, il est impossible de savoir si la lésion méniscale est apparue après la chirurgie ou passée inaperçue pendant l'intervention.

Dans certains cas, l'examen clinique révèle la présence d'un claquement au sein de l'articulation du grasset très souvent associé à une lésion méniscale. Cependant cet examen n'est pas fiable car l'absence de claquement ne signifie pas l'absence de lésion méniscale. Les sensibilité, spécificité, valeur prédictive positive et négative rapportées pour ce test sont respectivement de 56%, 75%, 83% et 43% (Arnault *et al.*, 2009). Des examens complémentaires demeurent donc indispensables pour mettre une lésion méniscale en évidence avant tout traitement.

Historiquement, l'exploration du grasset était réalisée par arthrotomie permettant une visualisation directe des ménisques. Cette technique a plusieurs inconvénients. Elle est invasive quand on sait que le simple fait d'inciser une capsule articulaire est arthrogène et ne

procure aucun agrandissement. L'arthroscopie permet de pallier à ces inconvénients. Elle entraîne moins de morbidité que l'arthrotomie (Hoelzer *et al.*, 2004) et l'optique permet un grossissement de l'image appréciable dans la recherche de lésions souvent discrètes. Les études montrent ainsi que la détection d'une lésion méniscale par arthroscopie est 1,5 fois plus probable que par arthrotomie (Plesman *et al.*, 2013). Dans l'une et l'autre technique, l'usage d'un crochet palpateur augmente largement le nombre de lésions diagnostiquées: de deux à trois fois plus pour l'arthrotomie et jusqu'à neuf fois plus par arthroscopie (Pozzi *et al.*, 2008a). L'arthroscopie du grasset est cependant un geste technique difficile nécessitant une longue période d'apprentissage. Différentes techniques de distraction ont été décrites pour faciliter l'exploration et améliorer la détection d'éventuelles lésions (Böttcher *et al.*, 2009 ; Gemmil et Farrell, 2009).

L'inconvénient de ces techniques est d'induire une inévitable effraction capsulaire. Cela est bien sûr nécessaire pour traiter une éventuelle lésion méniscale mais lorsque le ménisque est intact, des dégâts articulaires sont alors créés inutilement. C'est dans cette optique que les techniques d'imagerie apportent une grande aide en permettant de vérifier l'intégrité des ménisques de manière non invasive, évitant ainsi une intrusion inutile dans l'articulation. De ces techniques d'imagerie, l'échographie est la plus répandue dans les structures vétérinaires. Même si son utilisation est difficile, son efficacité aux mains de cliniciens qualifiés est bonne avec une sensibilité de 82%, une spécificité de 93%, une valeur prédictive positive de 90% et une valeur prédictive négative de 88% (Mahn *et al.*, 2005 ; Arnault *et al.*, 2009). Les lésions méniscales sont vues comme des zones hétérogènes, de formes irrégulières et un gonflement par rapport à la normale avec un déplacement de la partie abaxiale ; il est en revanche impossible de juger de la nature de la lésion (Arnault *et al.*, 2009 ; Marino *et al.*, 2010).

L'imagerie en coupe représente l'avenir du diagnostic non invasif. Si l'IRM est la technique de choix pour évaluer le genou humain, une étude récente utilisant l'arthroscanner a montré une sensibilité et spécificité comparable à l'IRM dans la détection de lésions méniscales (Vandeberg *et al.*, 2002). Chez le chien, si les études *ex vivo* étaient prometteuses (Tivers *et al.*, 2008), les études cliniques montrent une sensibilité de 13 à 73% au mieux avec une spécificité de 57 à 100% (Samii *et al.*, 2009 ; Tivers *et al.*, 2009). Cette technique étant très récente, ces paramètres pourraient s'améliorer avec l'expérience des imageurs.

Pour le moment, les meilleurs résultats sont obtenus avec les IRM hauts champs. En effet l'efficacité de l'IRM bas champs est décevante et le risque de manquer une lésion méniscale reste élevé (sensibilité : 64%, spécificité : 90%, valeur prédictive positive : 88% et valeur prédictive négative 69%) (Böttcher *et al.*, 2010). Une étude avec une IRM haut champs a

montré des valeurs comparables à la médecine humaine pour le diagnostic de lésion méniscale avec une sensibilité, spécificité, valeur prédictive positive et négative de, respectivement, 90%, 96%, 90% et 96% (Barrett *et al.*, 2009).

III.3.3. Traitement

La façon de gérer au mieux la lésion méniscale associée à la RLCC est au cœur de tous les débats ces dernières années. En effet, même si les techniques pour traiter des lésions méniscales sont encore très limitées ou encore à l'étude et donc très peu sujettes à controverse, le relâchement du ménisque médial qui a été décrit pour prévenir le risque de lésion sur un ménisque intact est très controversé. Le but de ce relâchement est de permettre une plus grande mobilité de la corne caudale et éviter ainsi qu'elle soit lésée par le va et vient du condyle médial du fémur dans le cas d'une instabilité résiduelle. Des études cliniques ont montré une diminution de l'incidence de lésion méniscale postopératoire avec utilisation du relâchement méniscal et ce quelle que soit la technique employée, TTA ou TPLO (Thieman *et al.*, 2006, Lafaver *et al.*, 2007). Le relâchement peut se faire par une incision complète radiale du ménisque en arrière du ligament collatéral médial ou par section du ligament méniscotibial caudal (Austin *et al.*, 2007) (Figure 19). Il peut se faire par arthrotomie, arthroscopie ou de manière aveugle en transcutané. Aucune technique n'est exempte de complications et le relâchement n'est pas complet dans près de 20% des cas (Austin *et al.*, 2007). Au-delà de ce fait, le ménisque ainsi incisé non seulement ne cicatrisera jamais (Newman *et al.*, 1989) mais est aussi responsable de modifications importantes dans la biomécanique de contact de l'articulation tibiofémorale (Pozzi *et al.*, 2006 ; Pozzi *et al.*, 2008b). Il aura fallu attendre 2009 pour qu'une étude *in vivo* montre les effets délétères du relâchement méniscal en lui-même. Généralement, le relâchement méniscal étant pratiqué sur des grassetts présentant une RLCC, il est impossible d'établir la part des responsabilités entre lui et la RLCC dans la progression de l'ostéoarthrose. Un relâchement méniscal a donc été réalisé sur des chiens exempts de toutes pathologies articulaires et l'examen de l'articulation 3 mois plus tard a montré des dégâts cartilagineux, une dégradation du ménisque et le développement d'ostéoarthrose (Luther *et al.*, 2009). Le relâchement méniscal réduit l'effet des techniques de stabilisation dynamique que sont TTA et TPLO, en particulier dans cette dernière (Pozzi *et al.*, 2006, Pozzi *et al.*, 2006 ; Butler *et al.*, 2011). Une manière plus philosophique d'aborder la question du relâchement méniscal est de constater que dans l'étude la plus pessimiste, le

risque de lésion postopératoire est de près de 20% (Lafaver *et al.*, 2007). Autrement dit, 80% des chiens ayant un ménisque médial intact au moment de la chirurgie de réparation du ligament croisé crânial ne présenteront jamais de pathologie méniscale. Sachant que le relâchement méniscal entraîne une aggravation des lésions articulaires, éviter une complication méniscale pour 20% des chiens justifie-t-il de « mutiler » les 80% restant ?

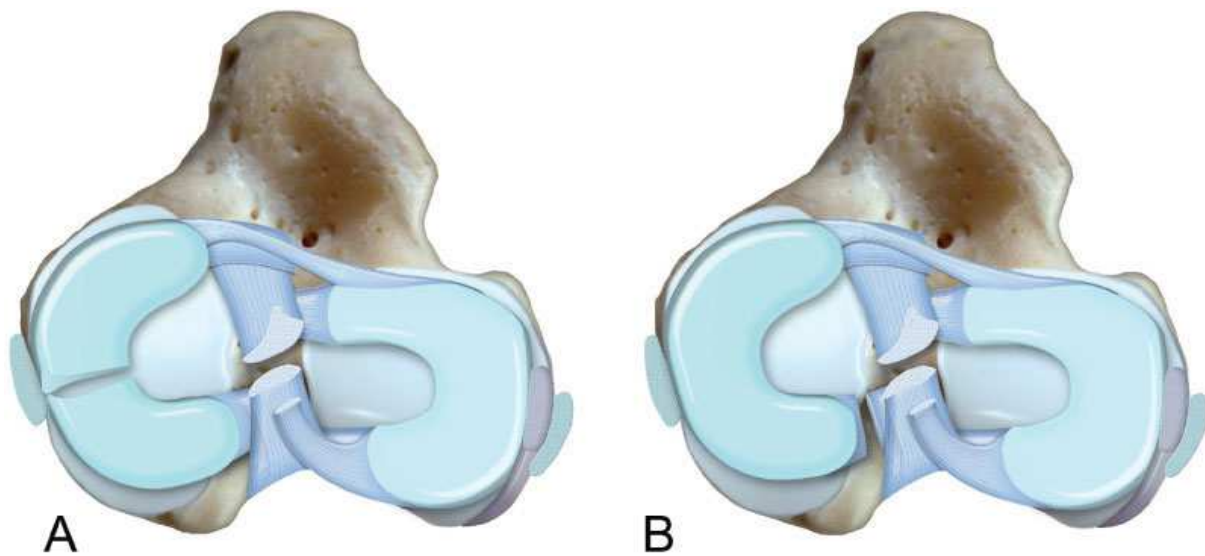


Figure 19. Les deux types de relâchement méniscal. A : par incision du ménisque en arrière du ligament collatéral médial. B : par incision du ligament méniscotibiale caudal (d'après Tobias K.M. et Johnston S.A. « Veterinary surgery small animal », 1st Edition, 2012, p. 928)

Lorsque le ménisque est lésé, en revanche, les choix sont beaucoup plus simples car beaucoup plus restreints. Historiquement, que ce soit chez l'homme ou chez le chien, les solutions consistaient en méniscectomie totale, partielle ou segmentaire (Figure 20). Ces techniques sont encore les seules pratiquées chez le chien (Briggs, 2004). Une étude biomécanique montre qu'une méniscectomie partielle radiale de 30% de la largeur n'entraîne pas de modification de la mécanique de contact. En revanche une méniscectomie radiale de 75% ou segmentaire de la corne caudale est associée avec une diminution de la surface de contact tibiofémorale et une augmentation des pics de pression au niveau de ces surfaces (Pozzi *et al.*, 2010a). Ceci confirme les résultats d'études plus anciennes décrivant les effets délétères de la méniscectomie comme proportionnels à la quantité de ménisque retiré (Cox *et al.*, 1975 ; Lanzer et Komenda, 1990).

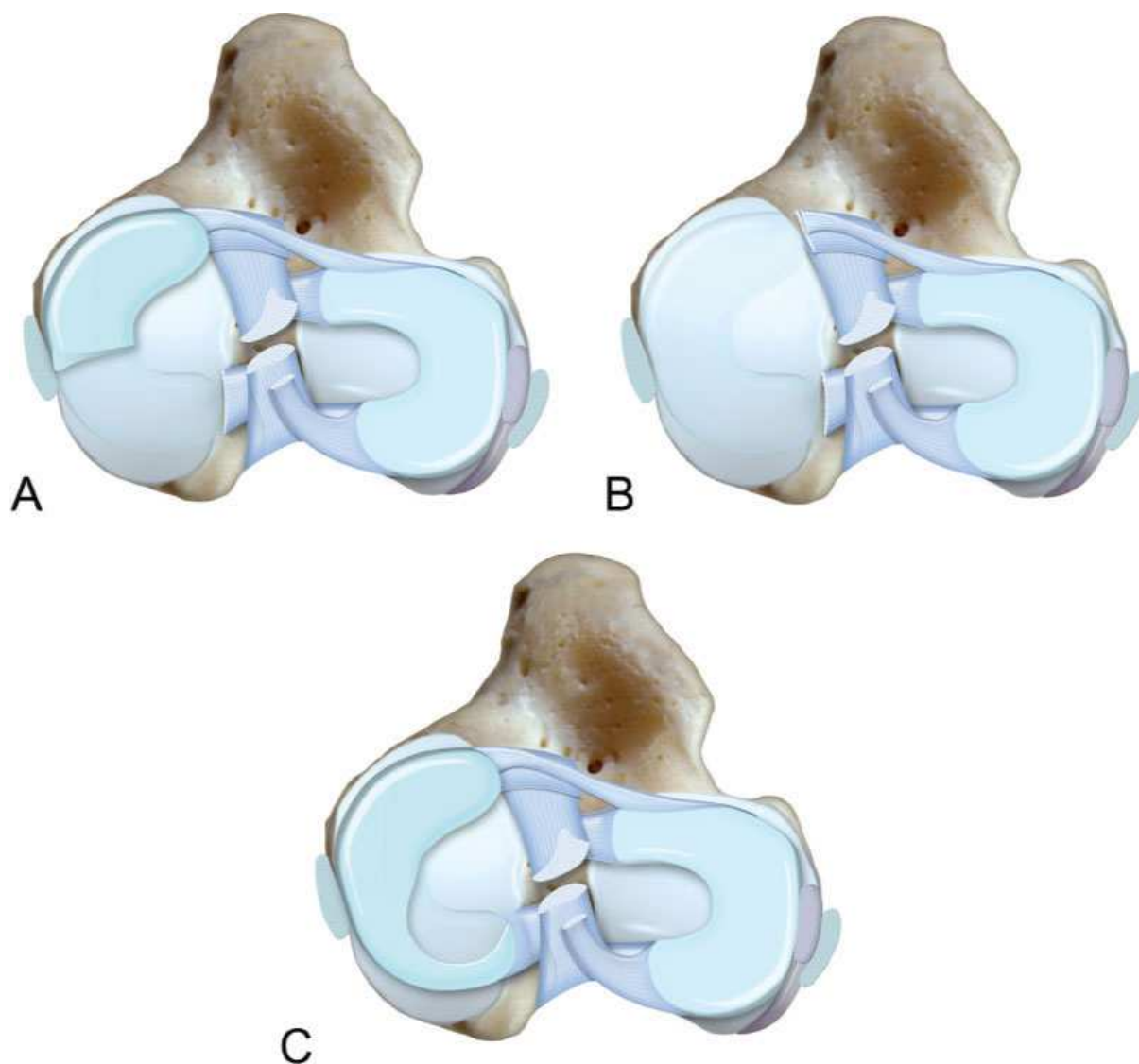


Figure 20. Les trois types de méniscectomies. A : méniscectomie du pôle caudal. B : méniscectomie totale. C : méniscectomie partielle. (d'après Tobias K.M. et Johnston S.A. « Veterinary surgery small animal », 1st Edition, 2012, p. 927)

L'idéal serait donc de réparer les lésions méniscales pour restaurer la mécanique de contact par rapport aux ménisques lésés ou aux ménisques excisés (Thieman *et al.*, 2010). Cependant une réparation méniscale ne peut être envisagée que dans la portion vascularisée du ménisque (quart abaxial) car cette vascularisation est le garant de la cicatrisation. Toutes les études sur la réparation méniscale chez le chien sont expérimentales, servant notamment de modèle pour l'homme (Cabaud *et al.*, 1981 ; Kawai *et al.*, 1989 ; Newman *et al.*, 1989 ; Koukoubis *et al.*, 1997, Thieman *et al.*, 2010).

III.4. Traitement conservatif

Sur les quelques 200 publications de ces 6 dernières années concernant la RLCC, aucune ne s'attache au traitement conservatif ! Les données les plus récentes sur le sujet datent d'au moins une vingtaine d'année. Cela s'explique, d'une part, par la très relative efficacité du traitement conservatif qui ne s'applique qu'à un nombre restreint de cas et qui n'est pas sans complications (Cf ci-dessous) et d'autre part, et ceci est un avis personnel, cela s'explique par un lobbying des chirurgiens en leur faveur face à une pathologie dont le chiffre d'affaire annuel aux Etats-Unis s'élève à plus d'un milliard de dollars (Wilke *et al.*, 2005).

Le traitement conservatif est basé sur la marche en laisse, la perte de poids si nécessaire et l'utilisation de médicaments visant à traiter l'ostéoarthrose. De nombreuses molécules ont été testées (corticostéroïdes, interleukine-1, inhibiteur d'oxyde nitrique, carprofen) avec plus ou moins d'efficacité. Parmi ces molécules, le carprofen, toujours très utilisé, a montré une réduction significative de la sévérité de l'ostéoarthrose dans un modèle expérimental (Pelletier *et al.*, 2000). Des études plus récentes ont montré l'intérêt du Pentosan polysulfate et des chondroïtines comme adjuvant après la chirurgie (Crovace *et al.*, 2006 ; Budsberg *et al.*, 2007) mais leur efficacité dans le traitement conservatif est inconnue. On trouve sur le marché des orthèses pour maintenir le grasset lésé. Mis à part une présentation dans un symposium (Canapp *et al.*, 2008) et des témoignages de clients, il n'y a aucune preuve de leur efficacité à ce jour.

On ne trouve aucune mention dans la littérature de l'importance de la physiothérapie dans le traitement conservatif chez le chien. Cependant, l'importance de celle-ci dans la récupération fonctionnelle après traitement chirurgical n'est plus à prouver (Marsolais *et al.*, 2002 ; Monk *et al.*, 2006). Les avancées dans le domaine de la cinématique et du rôle de la musculature dans la stabilisation du grasset affecté par une RLCC ainsi que le rôle déterminant de la physiothérapie dans la prise en charge chez l'homme confirment sa potentielle utilité.

Il fut de notoriété publique que le traitement conservatif s'appliquait aux chiens de moins de 15kg. En effet, plusieurs études cliniques avaient montré un taux de succès allant de 73 à 86% avec une moyenne de récupération de 6 mois (Pond et Cambell, 1972 ; Vasseur, 1984). Des recommandations avaient donc été formulées prescrivant le traitement conservatif pendant 6 à 8 semaines pour les chiens de moins de 15 kg dans l'attente d'une amélioration de la boiterie (Vasseur, 2001). En cas d'insuccès la suspicion se portait sur une lésion méniscale qui justifiait dès lors une chirurgie. Compte tenu de l'importance fonctionnelle des ménisques et de l'effet délétère d'une instabilité chronique du grasset (Cf chapitres ci-dessus), le traitement

conservatif n'est plus quère recommandée à l'heure actuelle. Si toutefois ce traitement est mis en place avec le propriétaire, ce dernier doit accepter le risque potentiel accru de lésion méniscal. Des études menées sur des chiens de plus grand gabarit ont montré que 81% de chiens ne s'amélioreraient pas voire s'aggravaient en cas de traitement conservatif (Vasseur, 1984).

III.5. Evolution du traitement chirurgical « statique »

La première mention de la RLCC chez le chien date de 1926 (Carlin, 1926) mais ce n'est qu'un quart de siècle plus tard que la première technique chirurgicale pour remplacer le ligament croisé est décrite (Paatsama, 1952). Avant cette date, l'unique traitement de la RLCC était le traitement conservatif bien que Nilsson décrive en 1949 son expérience sur les méniscectomies suite à des lésions méniscales (Nilsson, 1949). Les premières techniques étaient intra-articulaires (Gupta and Brinker, 1969; Arnoczky, 1979; Hulse, 1980 ; Smith et Torg, 1985) puis furent décrites les techniques extra-articulaires (De Angelis and Lau, 1970; Flo, 1975 ; Cook *et al.*, 2010 ; Vaughan, 2010). Le point commun de toutes ces techniques est la substitution d'une prothèse autogénique (Arnoczky, 1979), allogénique (Curtis *et al.*, 1985) ou synthétique (Denny et Goodship, 1980)) au ligament croisé crânial.

De très nombreuses techniques intra-articulaires ont été décrites en fonction du type de greffon, du placement de la greffon, de la tension dans le greffon. Les greffons peuvent être de type biologique (autogreffe, allogreffe, xéno greffe), synthétique ou mixte. Toutes les études s'accordent à dire que la localisation au niveau du fémur est plus cruciale que celle au niveau du tibia (Bradley *et al.*, 1988, Bylski *et al.*, 1990 ; Sapega *et al.*, 1990). Le forage d'un trou dans le condyle latéral débouchant à l'insertion du ligament croisé crânial a cependant rapidement été remplacé par le passage du greffon au-dessus du condyle latéral (« over-the-top ») évitant ainsi de forer dans l'articulation. Le point de la tension dans le greffon est très difficile à traiter dans la mesure où le phénomène de relaxation de contrainte diminue rapidement la tension appliquée au greffon durant la chirurgie. La tension optimale de fixation n'a pas été étudiée cliniquement à ce jour. Le moyen de fixation du greffon est le point de faiblesse du montage durant la période postopératoire immédiate (Good *et al.*, 1990). Les différents types de fixations sont les sutures, les agrafes, une vis avec une rondelle crantée ou non, des implants spécifique type Graftgrab (Lopez *et al.*, 2007). Paatsama (1952) fut le père des techniques intra-articulaires. Mais, les techniques contournant le condyle latéral se

démocratisant rapidement au dépend des forages dans celui-ci, Arnoczky *et al.* (1979) furent les premiers à décrire la technique « over-the-top ». Cette technique utilisait le tiers latéral du tendon patellaire et nécessitait initialement une ostéotomie de la rotule. A cause de ce dernier point délicat, la technique a été rapidement modifiée (Brinker *et al.*, 1997) en procédure « over-the-top quatre-en-un » qui utilise le fascia lata plutôt que le tendon patellaire puis améliorée par Hulse *et al.* (1980) afin d'incorporer le tiers latéral du tendon patellaire à la base du greffon de fascia lata combinant ainsi la résistance du tendon patellaire et la facilité de prélèvement du fascia lata. Une bande de fascia lata est incisée en avant du muscle biceps fémoral. L'incision se poursuit distalement en incorporant le tiers latéral du tendon patellaire. Le greffon ainsi créé est passé sous le ligament interméniscal crânial puis dans l'articulation et ressort au-dessus du condyle latéral pour être ramenée par la suite jusqu'au tendon patellaire à l'extérieur de la capsule. Le greffon est suturé à la capsule et au tendon patellaire. La fermeture du défaut de fascia créé par la mobilisation du greffon permet une imbrication latérale des tissus augmentant la stabilisation. Les principaux inconvénients étaient la résistance des greffons dont aucun n'était aussi raide et résistante que le ligament croisé d'origine et l'absence de points isométriques au niveau de l'articulation du grasset entraînant une fatigue prématurée des implants. Néanmoins, la stabilisation intra-articulaire chez l'homme étant la technique chirurgicale la plus utilisée (Reinhardt *et al.*, 2010), les études expérimentales sur les greffons intra-articulaires se poursuivent chez le chien avec l'espoir que le développement de nouveaux matériaux puissent remettre ces techniques sur le devant de la scène.

Aujourd'hui les techniques intra-articulaires sont tombées en désuétude face aux techniques de stabilisation dynamique ou aux sutures fabellotibiales latérales. Parallèlement aux techniques articulaires, de nombreux cliniciens ont participé à l'évolution de la stabilisation extracapsulaire pour aboutir à une des techniques très utilisée en son temps : la technique « trois-en-un » de Flo (Childer, 1966 ; McCurnin *et al.*, 1971 ; Pearson *et al.*, 1971 ; Flo, 1975). Trois sutures extracapsulaires étaient utilisées : deux entre la fabella latérale et le tendon patellaire, une entre la fabella médiale et le tendon patellaire. Lors de la fermeture, le fascia lata était suturé au tendon patellaire pour mettre le biceps fémoral en tension et médialement, la partie caudale du muscle sartorius était avancée et suturée au tendon patellaire.

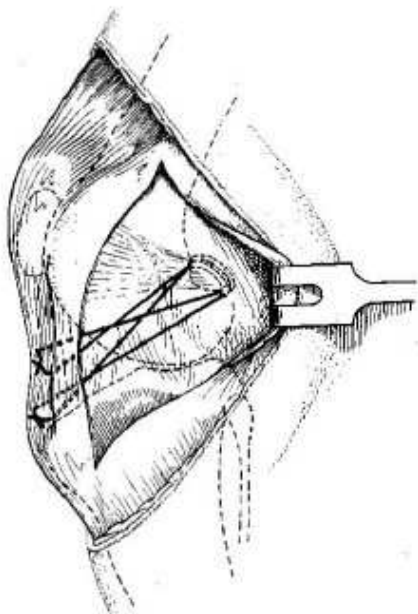


Figure 21. Vue latérale de la technique de Flo. L'ancrage le plus bas dans le tendon patellaire peut aussi se faire par un forage un niveau de la tubérosité tibiale. Une troisième suture similaire est placée médialement (d'après Slatter D. « Textbook of small animal surgery », 3rd Edition, 2001, p.2115)

Depuis la technique a été à nouveau simplifiée et généralement, une suture unique est passée latéralement dans un tunnel osseux foré dans le tibia et fixée au niveau du fémur par une ancre à os (Guénégo *et al.*, 2007) ou autour de la fabella latérale (Gordon-Evans *et al.*, 2011) ou nouée après passage dans un deuxième tunnel osseux (Cook *et al.*, 2010). Le principal inconvénient de ces techniques extra-capsulaires est l'inexistence de points isométriques au niveau du grasset et ce malgré les nombreuses recherches consacrées au sujet (Fischer *et al.*, 2010 ; Hulse *et al.*, 2010). Ce problème conduit au relâchement de la prothèse en extension du grasset et à sa mise sous tension accrue en flexion entraînant d'une part un pincement excessif de l'articulation et d'autre part une sollicitation plus importante de l'implant, cause d'une rupture potentielle prématurée. Depuis les années 90, il était admis que la suture à utiliser devait être un monofilament (Korvick *et al.*, 1994b) puisque les études avaient montré des réactions aux multifilaments dans près d'un chien sur quatre (Dulisch, 1981a, Dulisch, 1981b). L'utilisation du nylon a donc été largement étudiée: la meilleure façon de le stériliser (Lewis *et al.*, 1997 ; Sicard *et al.*, 2002 ; Gatineau *et al.*, 2010), de le mettre sous tension (Moore *et al.*, 2006b), de le nouer (Moore *et al.*, 2006a, Vianna et Roe, 2006, Wallace *et al.*, 2008)... L'avènement de nouveaux matériaux ramène cependant les multifilaments sur le devant de la scène (Burgess *et al.*, 2010, Cook *et al.*, 2010 ; Rose *et al.*, 2012). Néanmoins, les techniques extra-capsulaires ne font plus l'unanimité parmi de nombreux chirurgiens d'avantage acquis aux techniques de stabilisation dynamique. Les études à long terme comparant les deux techniques ne montrent cependant aucune différence significative si

ce n'est une plus rapide récupération avec les techniques de stabilisation dynamique (Millis *et al.*, 2008 ; Au *et al.*, 2010, Nelson *et al.*, 2013).

III.6. Développement de la stabilisation « dynamique »

Le plus grand tournant dans le traitement de la RLCC est apparu en 1984 lorsque Slocum *et al.* décrivent l'ostéotomie crânial en coin du tibia (Crânial Wedge Tibial Osteotomy [CWTO]) (Slocum et Devine, 1984). Pour la première fois depuis l'apparition des techniques chirurgicales 30 ans auparavant, la chirurgie ne consiste plus à remplacer le ligament mais à modifier les forces dans le grasset afin que ce dernier soit stable à l'appui sans le ligament croisé crânial. Il s'agit d'une stabilisation dynamique du grasset, à comparer à la stabilisation statique constituée par les prothèses (Notons ici que sensu stricto l'utilisation du terme « dynamique » n'est pas appropriée. Cette notion implique un rôle des forces d'inertie qui ne sont ni observées ni nécessaires dans la stabilisation du grasset). Basé sur ce principe, neuf ans plus tard, Slocum lui-même introduit une première modification à sa technique en décrivant l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial (Tibial Plateau Levelling Osteotomy [TPLO]) (Slocum et Slocum, 1993) qui est de nos jours l'une des techniques les plus employées pour traiter la RLCC. La technique consiste en une ostéotomie radiale de la partie proximale du tibia suivi d'une rotation du fragment proximal (Figure 22A). C'est en 2002 que Montavon et Tepic décriront l'avancement de la tubérosité tibiale (Tibial Tuberosity Advancement [TTA]) : bien que basé sur un postulat mécanique légèrement différent de celui de la TPLO, le principe de stabilisation dynamique est le même (Montavon *et al.*, 2002; Tepic *et al.*, 2002). Pour cette technique une ostéotomie de la tubérosité tibiale est réalisée dans le plan frontal et le fragment ainsi créé est avancé (Figure 22B). Depuis, bien que de nombreuses techniques d'ostéotomies aient été décrites (Kim *et al.*, 2008), la TTA et la TPLO sont les deux techniques les plus employées pour traiter dynamiquement la RLCC.



Figure 22. Radiographies postopératoire immédiate. A) TPLO. B) TTA

III.6.1. Principe de la stabilisation dynamique

Depuis sa description par Slocum, un intérêt particulier a été porté sur le phénomène dit de la « poussée tibiale crâniale » (cranial tibial thrust) comme cause des microtraumatismes répétitifs infligés au LCC (Slocum and Devine, 1983) (Figure 23A). Cette force est une composante de la résultante des forces appliquées à l'articulation du grasset suite à l'appui du membre postérieur sur le sol. Cette composante croît d'autant plus que la pente du plateau tibial par rapport à l'axe fonctionnel du tibia est importante (Slocum and Devine, 1983; Slocum et Slocum, 1993). Le lien de cause à effet entre l'angle du plateau tibial et la RLCC reste controversé dans la mesure où plusieurs études n'ont pas réussi à démontrer sa valeur prédictive, notamment chez le labrador (Reif et Probst, 2003; Wilke *et al.*, 2002). Il a été suggéré que la RLCC puisse résulter d'un déséquilibre entre les forces intervenant dans la poussée tibiale crâniale et la résistance propre du LCC (Slocum et Devine, 1983). Le rôle exact de ces facteurs et leur relative importance dans la RLCC chez le chien n'est pas encore clairement défini. La perte du LCC comme force opposée à la poussée crâniale induit une subluxation du tibia durant l'appui du membre suivie de sa réduction durant le rappel du membre (Korvick *et al.*, 1994; Tashman *et al.*, 2004). Ces observations suggèrent que la contraction des muscles quadriceps et gastrocnémiens, respectivement extenseurs du grasset et du jarret, équilibrant l'action du sol sur le membre postérieur durant l'appui, pourraient prévaloir sur les muscles fléchisseurs du grasset, les rendant inaptes à équilibrer la poussée tibiale crâniale. Cependant, la contraction de ces muscles fléchisseurs est assez forte durant le

rappel du membre que pour réduire le déplacement crânial du tibia. Ces observations supportent le concept de déséquilibre dynamique entre les muscles agissant au niveau du grasset prédisposé à la RLCC.

Lorsque la patte est à l'appui, Tepic a expliqué que la force totale appliquée au grasset peut se résumer à une force parallèle au tendon patellaire (Tepic *et al.*, 2002). De plus, durant la phase d'appui, quand le grasset est à 135° , l'angle entre le plateau tibial et le tendon patellaire est toujours supérieur à 90° (Dennler *et al.*, 2006). Ainsi, afin d'annuler la « poussée tibiale crâniale » (flèche blanche sur la Figure 23A) il suffit que le plateau tibial soit perpendiculaire au tendon patellaire. Une des façons de réaliser ceci est d'avancer la tubérosité tibiale (Figure 23B). Deux des avantages spéculatifs de la TTA sur la TPLO sont d'une part que la TTA épargne l'articulation tibiofémorale car le plateau tibial n'est pas modifié et d'autre part que la TTA augmente le moment d'extension du grasset et peut donc réduire les forces agissant sur le tendon patellaire (Tepic *et al.*, 2002). Un inconvénient de la TTA semblerait être sa réalisation sur des tibias présentant des angles du plateau tibial supérieur à environ 30° (Boudrieau, 2009; Etchepareborde *et al.*, 2011b). En effet, au-delà de cette valeur, la différence entre l'avancement mesuré et l'avancement réellement nécessaire est trop importante et conduit à sous-estimer l'avancement avec persistance d'une poussée tibiale crâniale et par conséquent une instabilité du grasset lors de la phase d'appui (Etchepareborde *et al.*, 2011b).

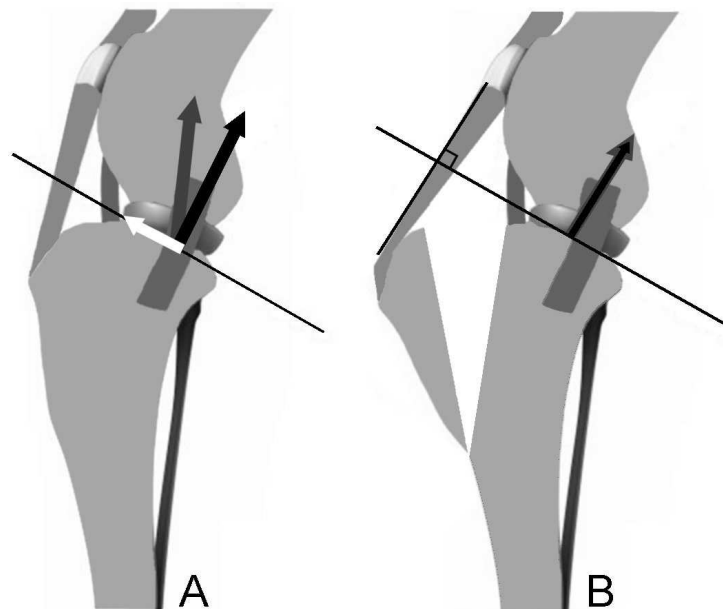


Figure 23. Principe de stabilisation dynamique par TTA. A) la résultante des forces s'appliquant au point de contact tibiofémoral est symbolisé par la flèche grise. Ce vecteur force peut être décomposé en un vecteur force perpendiculaire au plateau tibial (flèche noire), ne participant pas à la subluxation du tibia, et un vecteur force dirigé crânialement (flèche blanche) nommé la poussée tibiale crâniale. B) La TTA vise à éliminer la poussée tibiale crâniale. La flèche grise étant parallèle au tendon patellaire, si ce dernier est perpendiculaire au plateau tibial, il n'y a plus de composante le long du plateau tibial et donc plus de poussée tibiale crâniale.

III.6.2. Considérations biomécaniques

Si les études cliniques sur la TTA restent rares, la technique a en revanche été largement étudiée *in vitro*. Le principe propre à la TTA s'est inspiré d'un modèle biomécanique du genou humain qui démontrait que la force compressive tibiofémorale avait la même direction que la force développée au niveau du tendon patellaire et qui était dirigée soit antérieurement soit postérieurement suivant le degré de flexion/extension du genou (Nisell *et al.*, 1986). C'est la principale différence avec le postulat à la base la TPLO puisque pour la TTA la force résultante est considérée parallèle au tendon patellaire alors qu'elle est considérée parallèle à l'axe du tibia pour la TPLO. Les premières études pour confirmer la validité de ce postulat chez le chien sont apparues à partir de 2007 (Apelt *et al.*, 2007; Kipfer *et al.*, 2008; Miller *et al.*, 2007). Apelt le premier a démontré que la TTA chez le chien pouvait effectivement convertir la poussée tibiale crâniale en une poussée postérieure lorsque le LCC était rompu et ce pour un angle tendon patellaire-plateau tibial de 90° en moyenne (Apelt *et al.*, 2007). Ce postulat étant vérifié chez le chien, les études se sont concentrées sur la mécanique de contact tibiofémorale engendrée par la TTA (Kim *et al.*, 2009b, 2010). Dans ces études, la localisation du contact tibiofémorale, sa surface et la pression sur cette surface sont évaluées. Après section du LCC ces paramètres sont modifiés mais semblent être restaurés par la TTA (Drygas *et al.*, 2010). Ceci n'est pas vérifié pour la TPLO (Kim *et al.*, 2009a; Kim *et al.*, 2010). Cependant, une étude plus récente a montré que la TTA ne permet pas de restaurer la stabilité en rotation au milieu de la phase d'appui (Butler *et al.*, 2011). Les dernières études, en plus de confirmer une fois de plus que la TTA réduit la poussée tibiale crâniale, montrent que cette technique permet non seulement de réduire la force dans le tendon patellaire ainsi que la force retropatellaire d'environ 20% mais restaure aussi l'alignement fémoropatellaire et femorotibial (Guerrero *et al.*, 2011b; Hoffmann *et al.*, 2011).

III.6.3. TTA

III.6.3.1. Mesures préopératoires

Bien que des radiographies craniocaudale et médiolatérale soient recommandées afin d'écartier d'autres pathologies que la RLCC, seule la vue de profil est utilisée pour le choix des implants. Dans un premier temps, l'avancement nécessaire doit être calculé pour atteindre un angle de 90° entre le plateau tibial et le tendon patellaire. La vue de profil doit être réalisée avec le grasset à un angle de 135° . Ceci est en moyenne l'angle au milieu de la phase d'appui au pas et au trot (DeCamp *et al.*, 1993; Hottinger *et al.*, 1996; Montavon *et al.*, 2002). Malheureusement, aucun point de repère pour mesurer cet angle n'a jamais été standardisé dans les publications sur la TTA bien qu'il ait été montré que cela influence la valeur de l'avancement (Bush *et al.*, 2011). Un transparent standard pour la TTA (Kyon, Zurich, Suisse) (Annexe 1) est ensuite utilisé pour mesurer l'avancement nécessaire. Cette mesure tient compte de l'orientation du plateau tibial qui de manière conventionnelle est représentée par une ligne joignant sur le tibia l'insertion des ligaments croisés crânial et caudal sur le tibia (Figure 24A). Mais sur le plan biomécanique, l'inclinaison du plateau tibial au point de contact tibiofémoral est plus intéressante (Baroni *et al.*, 2003; Reif *et al.*, 2004). Une autre technique dite « de la tangente commune », consiste donc à utiliser une ligne tangente à la partie crâniale de la portion linéaire du condyle médial du tibia au point de contact tibiofémoral (Figure 24B et Annexe 2). Cette technique donne une valeur de l'angle du plateau tibial comparable à la mesure anatomique, contrairement à la méthode conventionnelle de mesure de l'angle du plateau tibial (Baroni *et al.*, 2003). Quelle que soit la méthode utilisée, la valeur de l'avancement doit être pondérée en fonction de la valeur de l'angle du plateau tibial tel qu'il a été décrit récemment pour compenser le fait que le trait d'ostéotomie de la crête est plutôt parallèle à l'axe du tibia que perpendiculaire au plateau tibial (Etchepareborde *et al.*, 2011b).

Dans un second temps, un transparent illustrant les différentes tailles de plaques est utilisé pour choisir la taille de la plaque propre à recouvrir complètement la crête tibiale (Annexe 1).

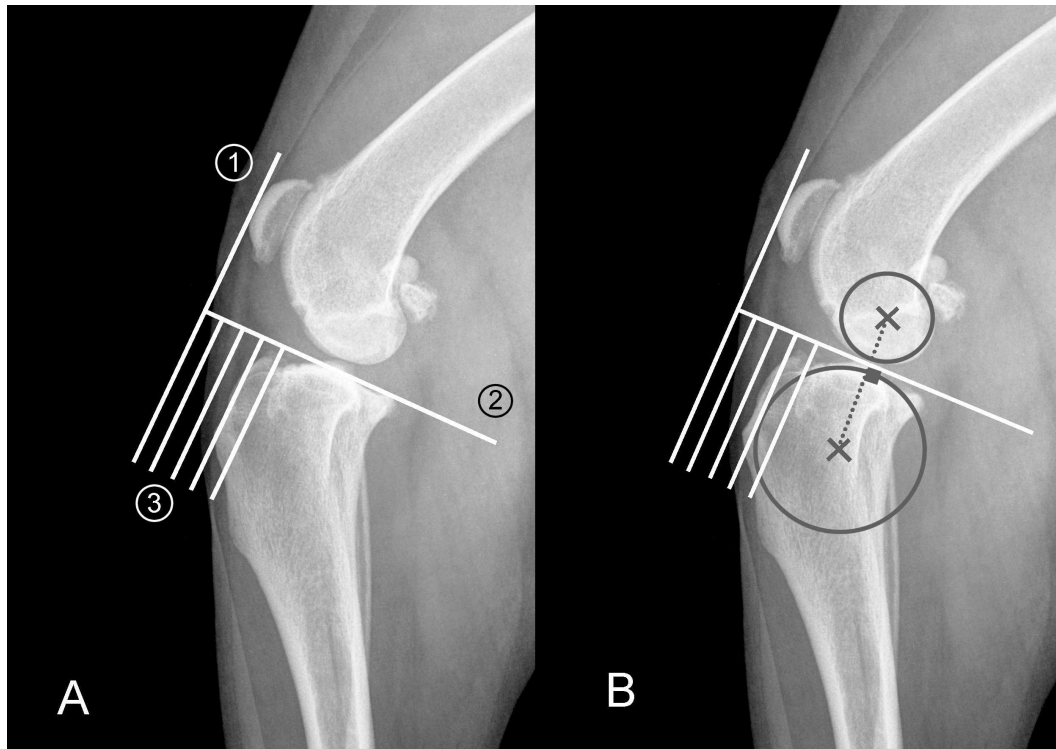
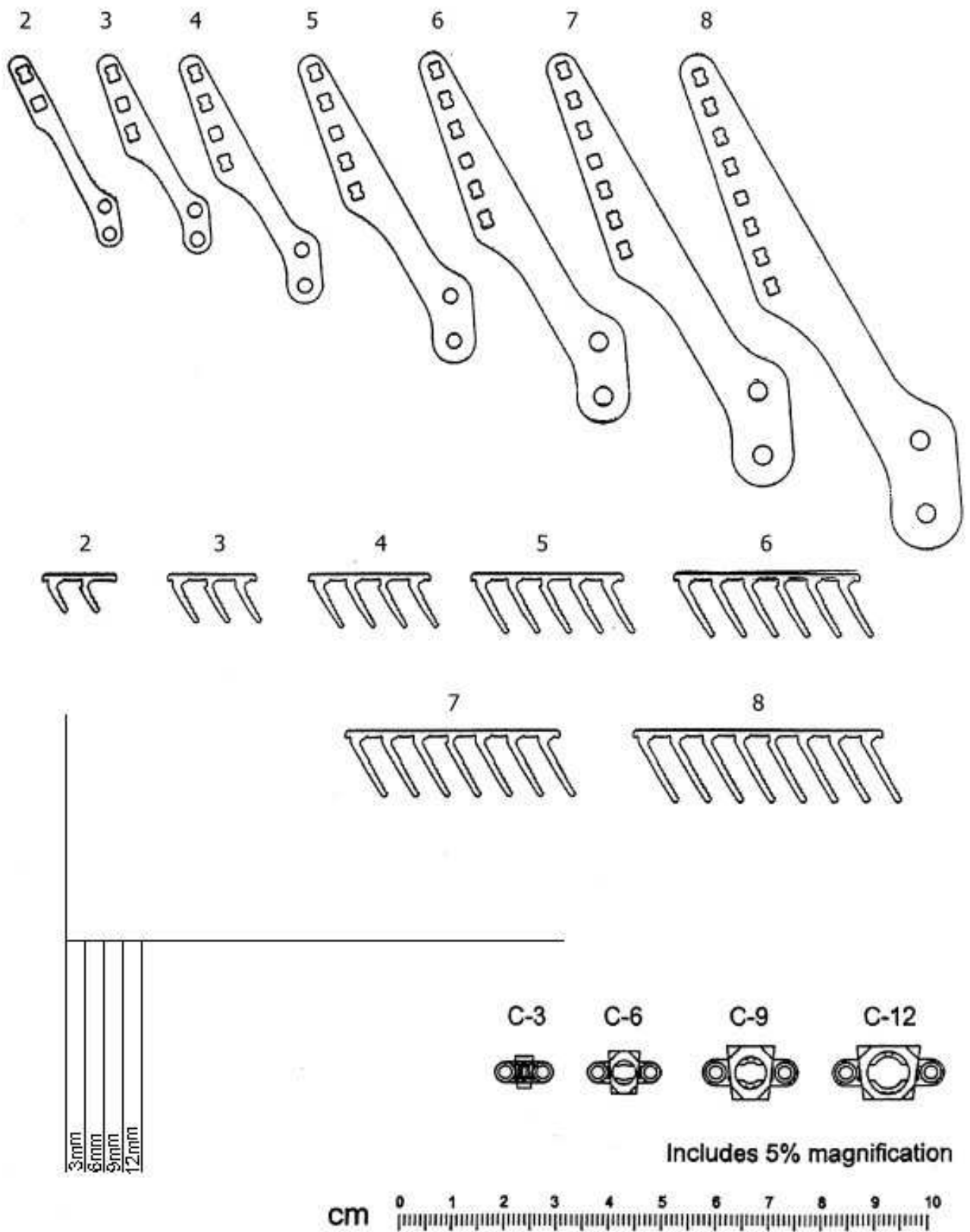


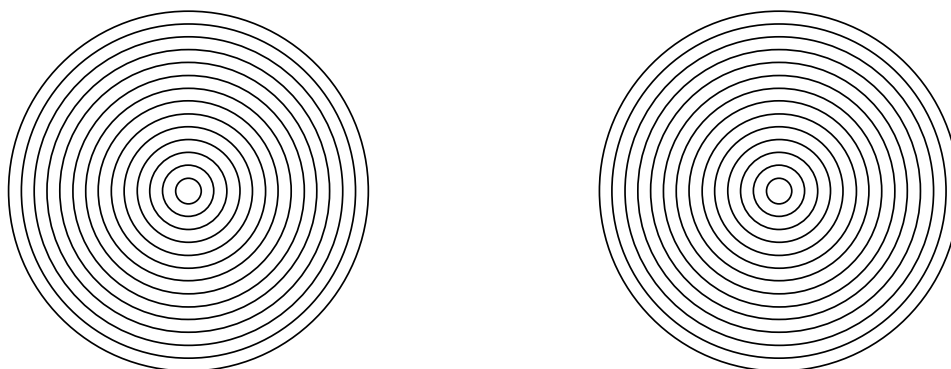
Figure 24. Mesure de l'avancement nécessaire. A) méthode conventionnelle : la ligne 2 est placée le long du plateau tibial et la ligne 1 passe par l'insertion du tendon patellaire sur le pole distale de la rotule. Les lignes 3 permettent de lire l'avancement nécessaire afin que le tendon patellaire soit perpendiculaire au plateau tibial. B) méthode de la tangente commune. Les centres des condyles fémoraux et tibiaux sont notés. La ligne 2 est alors placée perpendiculaire à la ligne joignant les deux centres, les lignes 1 et 3 s'utilisent alors comme pour la méthode conventionnelle.

Transparent TTA

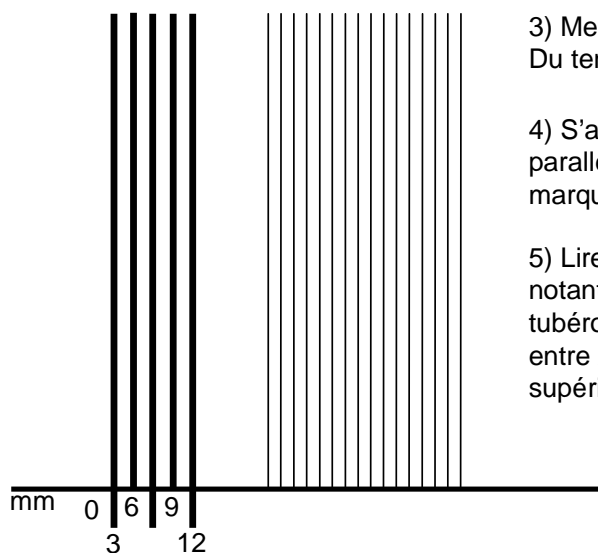


Annexe 1 : Transparent standard lors d'avancement de la tubérosité tibiale

Transparent pour la TTA « méthode de la tangente commune »



- 1) Superposer le cercle approprié sur les condyles fémoraux et marquer en le centre.
- 2) Sur le tibia, de même, superposer le cercle approprié sur les condyles du tibia et marquer en le centre.



3) Mettre la ligne « 0 » au niveau de l'attachement Du tendon patellaire sur la rotule

4) S'assurer que les lignes de droites soient parallèles avec les deux centres précédemment marqués.

5) Lire la valeur de l'avancement nécessaire en notant quelle est la ligne la plus proche de la tubérosité tibiale. Si cette dernière se trouve entre 2 lignes, la plupart du temps l'avancement supérieur est adéquat.

III.6.3.2. Technique chirurgicale

La description en détail de la technique proposée par Montavon et Tepic a déjà été publiée (Lafaver *et al.*, 2007) et va au-delà du sujet de cette revue. Brièvement, après exploration de l'articulation du grasset par arthrotomie ou arthroscopie, la peau est incisée sur la face médiale du tibia. Les tissus mous sont disséqués sur la face médiale de la crête tibiale. Un guide (Kyon, Zurich, Suisse) est utilisé pour forer des trous parallèles entre eux dans la crête tibiale. Par la suite, la crête tibiale est ostéotomisée. La plaque est fixée à la crête grâce à un peigne occupant les trous préalablement forés dans celle-ci. La cage est placée dans le trait d'ostéotomie proximale puis la plaque est fixée à la diaphyse tibiale grâce à deux vis. La cage est finalement fixée au tibia et à la crête par deux vis corticales (Figure 25). Initialement, l'ajout de greffon d'os spongieux dans l'espace créé par l'avancement était recommandé. Cependant, ceci est maintenant controversé. Si une étude confirme une cicatrisation plus rapide dans les cas greffés (Bisgard *et al.*, 2011), une autre étude ne montre pas de différence flagrante et conclut que cela n'influe pas sur les complications rencontrées (Guerrero *et al.*, 2011a).



Figure 25. Radiographies postopératoires immédiates d'une TTA. Les différents implants sont visibles : la cage fixée par deux vis, la plaque vissée au tibia et maintenue à la crête par le peigne.

III.6.3.3. Résultats cliniques

Principalement six études ont décrit le suivi de séries de cas allant de 65 à 171 chiens opérés (Hoffmann *et al.*, 2006; Lafaver *et al.*, 2007; Stein and Schmoekel 2008; Voss *et al.*, 2008; Dymond *et al.*, 2010; Steinberg *et al.*, 2011) mais seule une utilise un moyen objectif (analyse de la démarche avec une plateforme de marche) pour décrire l'amélioration fonctionnelle après la chirurgie (Voss *et al.*, 2008). L'âge moyen varie de 4,6 ans à 6,6 ans avec un poids moyen de 34,2 à 39,7 kg. La principale race affectée est le labrador. De 40% à 55% des chiens présentent lors de la chirurgie une lésion du ménisque médial. Si tous les auteurs décrivent une diminution du score de boiterie quelques semaines après la chirurgie, ces résultats sont difficiles à interpréter et à comparer entre eux dû aux biais inhérents à cette technique subjective (pas d'étude en aveugle, plusieurs vétérinaires impliqués,...). De plus, il a été montré que la corrélation entre la boiterie et le score attribué par un observateur est très faible (Quinn *et al.*, 2007). Voss a réalisé des analyses de la démarche en moyenne 6 mois après une TTA (Voss *et al.*, 2008). Leur conclusion est que les chiens recouvrent 90% de leur fonction normale dans cette période de temps.

Il est de même très difficile de comparer ces études quant à la cicatrisation osseuse, dû au manque de standardisation de la technique. L'échelle utilisée par Stein et Lafaver est graduée de 0 à 4 : 0 - pas de cicatrisation ; 1 - production osseuse non pontante ; 2 - cal pontant au niveau d'un site ; 3 - cal pontant au niveau de deux sites et 4 - cal pontant au niveau de trois sites. Les trois sites étant la région de l'ostéotomie proximale à la cage, entre la cage et la plaque et distale à la plaque (Lafaver *et al.*, 2007; Stein and Schmoekel, 2008). Lafaver décrit une cicatrisation complète à huit semaines pour 44% des cas contre seulement 10% des cas pour Hoffman à une période de temps comparable et Stein décrit un score de 3, six semaines après la chirurgie.

Dans l'étude de Voss précédemment citée où le résultat clinique était mesuré objectivement avec une plateforme de marche, une des conclusions était que l'impulsion verticale n'était affectée que par la présence ou absence de complications (Voss *et al.*, 2008).

Le taux de complications s'étend de 11% à 25% si l'on fait abstraction de l'œdème/hématome/gonflement cutané au niveau de l'incision comme décrit jusque dans 59% des cas par Hoffman (Hoffmann *et al.*, 2006). Une liste exhaustive des complications regroupant les 561 cas des cinq publications sus-citées est présentée ci-dessous.

| | LAFAYER | STEIN | STEINBERG | VOSS | HOFFMANN | DYMON | TOTAL | % |
|---|------------|-----------|------------|-----------|-----------|-----------|------------|------------|
| Complications majeures | | | | | | | | |
| Lésion méniscale postchirurgicale | 7 | 6 | 10 | 2 | 3 | 4 | 32 | 5,7 |
| Rupture d'un Implant | 1 | | 2 | 4 | 2 | | 9 | 1,6 |
| Fracture du tibia | 2 | 1 | | | | 1 | 4 | 0,7 |
| Granulome de léchage | 2 | | | | | | 2 | 0,4 |
| Arthrite septique/infection profonde | 1 | | 1 | 3 | 2 | | 7 | 1,2 |
| Mauvaise performance à long terme | 1 | 2 | | | | | 3 | 0,5 |
| Luxation de la rotule | | | 1 | | 1 | | 2 | 0,4 |
| Déminéralisation au niveau du condyle latéral | | | | | 1 | | 1 | 0,2 |
| Complications mineures | | | | | | | | |
| Fracture de la crête tibiale non déplacée | 4 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 11 | 2 |
| Suspicion de lésion méniscale postchirurgicale | 3 | | | | | | 3 | 0,5 |
| Rupture de l'implant | 3 | | | 1 | 2 | | 6 | 1,1 |
| Minéralisation incomplète dans le trait d'ostéotomie | 3 | | | | | | 3 | 0,5 |
| Gonflement du grasset et de la partie distale du membre | 3 | | | | 1 | | 4 | 0,7 |
| Infection superficielle de la peau/déhiscence | 3 | 3 | | 1 | 3 | 8 | 18 | 3,2 |
| Anomalie de cicatrisation | 1 | | 5 | | | | 6 | 1,1 |
| Mauvaise performance à long terme | 1 | | | 1 | | | 2 | 0,4 |
| Fracture du tibia pendant la chirurgie | 1 | | | 2 | | | 3 | 0,5 |
| Prolifération du périoste autour de la diaphyse tibiale | | | | | 9 | | 9 | 1,6 |
| Douleur articulaire/effusion | | | | | 6 | | 6 | 1,1 |
| Total des cas | 101 | 70 | 193 | 40 | 65 | 92 | 561 | 100 |

Figure 26. Complications majeures et mineures rapportées par six publications décrivant la TTA et regroupant 561 cas cliniques.

Nombreuses de ces complications peuvent être évitées si aucune erreur n'est réalisée pendant la chirurgie. Les erreurs de techniques reportées incluent : trait d'ostéotomie descendant plus bas que la vis proximale de la plaque, plaque s'étendant au-delà de la limite de la crête, trou dans la crête laissé vide, vis monocorticale pour la plaque, plaque mal contournée, vis près de l'articulation, peigne éloignée de la plaque, partie distale de la plaque s'étendant au-delà du cortex caudal du tibia, cage à l'envers, fissure créée par la vis proximale de la plaque et transection du tendon du long extenseur des doigts (Hoffmann *et al.*, 2006).

La complication la plus fréquente est la lésion postopératoire du ménisque médial, 5,7% en moyenne. Dans les articles, le pourcentage de lésion méniscale postopératoire est exprimé en fonction du nombre total de grassets étudiés. Il prend aussi en compte les ménisques lésés et traités pendant la chirurgie, donc bien moins à risque que les ménisques intacts au même moment. Lorsque l'on ramène le nombre de lésions méniscales postopératoires au nombre de grassets avec ménisque intact lors de la première chirurgie, le taux de complication est en

moyenne de 13,5%, montant à 22% dans l'étude de Lafaver (Lafaver *et al.*, 2007). A titre de comparaison, dans une étude sur 1000 cas de TPLO, le taux de lésion méniscale postopératoire était de 2,8% (Fitzpatrick and Solano 2010). De nombreuses études *in vitro* se sont penchées sur le problème (Cf. ci-dessous) sans pouvoir expliquer de façon claire l'origine de cette différence.

Une complication récemment rapportée pour la TTA, est la desmopathie du tendon patellaire (Kuhn *et al.*, 2011). Ce phénomène a été largement décrit avec la TPLO (Pacchiana *et al.*, 2003; Carey *et al.*, 2005; Mattern *et al.*, 2006,) mais devait théoriquement être minime lors de TTA du fait de l'allongement du bras de levier du Quadriceps fémoral (Tepic *et al.*, 2002). Cependant, la plupart des chiens développent une telle desmopathie lorsqu'ils sont contrôlés 6 semaines après une TTA (Kuhn *et al.*, 2011). Le réel impact clinique est inconnu et il se pourrait même que cette pathologie ne soit pas liée à la technique de traitement du ligament croisé en elle-même mais à l'arthotomie qui lui est associée (Kuhn *et al.*, 2011).

III.6.3.4. Evolutions de la TTA

L'avancement du tendon patellaire a été décrit chez l'homme en 1976 par P. Maquet (Maquet, 1976; Mendes *et al.*, 1987) pour diminuer la pression fémoro-rotulienne, réduisant ainsi la morbidité due à l'ostéoarthrose du genou ou due à la chondromalacie de la rotule. Les modèles originaux ont montré qu'un avancement de 2 cm de l'insertion du tendon patellaire permettait de réduire de 50% les pressions exercées dans cette articulation lors de la marche lorsque le muscle quadriceps se contracte, c'est-à-dire au début de la phase d'appui. Des controverses sur la théorie sont toujours d'actualité mais un consensus existe sur l'intérêt de la procédure décrite par Maquet dans le traitement de la dégradation du cartilage articulaire dans l'articulation fémoro-rotulienne pour autant que la technique soit correctement réalisée (Fair 1982; Herrenbruck *et al.*, 2001). Techniquement, la crête tibiale est fendue à l'ostéotome. La partie distale de la crête est maintenue intact de sorte que la crête reste attachée distalement à la diaphyse tibiale. L'avancement est maintenu grâce à un autogreffon corticospongieux prélevé sur la crête iliale ipsilatérale. Aucun implant métallique n'est utilisé.

La TTA que nous connaissons chez le chien est donc l'adaptation directe de cette technique. Mais contrairement à l'homme, pour des raisons de sécurité, des implants en titane (Kyon, Zurich, Suisse) ont été originellement développés pour maintenir la crête tibiale. Déjà de nombreuses firmes autres que Kyon ont développé des implants alternatifs. Dans un premier temps, pour diminuer le coût l'acier inoxydable a remplacé le titane. Puis une plaque vissée à

la crête plutôt que maintenue par un peigne a été commercialisée (Bisgard *et al.*, 2011) (Securos, Neuhausen, Germany). L'avantage d'une telle plaque est de pouvoir être chantournée et ainsi s'adapter plus rapidement à la surface de la crête tibiale. De plus, son utilisation est plus flexible dans la mesure où la position de la plaque peut encore être modifiée après le placement de la première vis. Moins de trous sont nécessaires pour fixer la plaque réduisant d'autant les points de stress prédisposant à une fracture de la crête. Enfin, basé sur le concept de la MMT, un implant fait d'une mousse de titane poreux a remplacé la cage en titane (catalogue orthomed, 2011). Aucune étude clinique n'a encore été publiée bien que l'implant soit déjà en application avec semble-t-il des résultats comparables aux autres techniques. L'avantage de cette technique tient notamment à sa rapidité d'exécution ainsi qu'à son caractère peu invasif. L'utilisation d'un bloc métallique n'est pas nouvelle puis qu'un bloc de tantalum poreux a été décrit avec succès en 2010 chez l'homme dans le cadre de l'avancement de la tubérosité tibiale (Fernandez-Fairen *et al.*, 2010).

Outre les modifications d'implants, la TTA, décrite à l'origine pour traiter la RLCC chez le chien, a été modifiée au gré des nécessités. Les largeurs des cages disponibles étaient à l'origine de 3,6,9 et 12mm. Chez certains grands chiens, l'avancement requis était supérieur à 12mm. Une technique a ainsi été décrite qui descend la cage dans l'ostéotomie et supporte la partie la plus proximale de la crête par un allogreffeon d'os spongieux (Burns and Boudrieau, 2008). Depuis la description de cette méthode, plusieurs firmes ont commercialisé des cages allant jusqu'à 18mm ainsi que des tailles intermédiaires entre les valeurs déjà existantes. Par ailleurs, un article décrit le traitement concomitant d'une RLCC et d'une luxation de rotule (Yeadon *et al.*, 2011). Pour se faire la plaque doit être minutieusement pliée et l'os du tibia fraisé pour accommoder l'œillet de la vis de cage. Finalement, la TTA a aussi été décrite avec succès chez deux chats (Perry and Fitzpatrick, 2010).

En conclusion, les implants d'origine de la TTA (Kyon, Zurich, Suisse) sont à l'heure actuelle les mieux décrits dans la littérature. Selon nous, ces implants sont de très bonne qualité et possède d'excellentes caractéristiques mécaniques. Les nouveaux implants ou nouvelles techniques ne peuvent pas être justifiés par un seul gain de temps chirurgical mais doivent apporter d'autres avantages (être moins invasif, réduire le risque d'infection, permettre une cicatrisation plus rapide,...) ou au moins prouver qu'ils sont aussi sûrs que la TTA.

IV. LA RUPTURE DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR CHEZ L'HOMME

IV.1. Anatomie

Excepté par sa morphologie, l'anatomie du genou chez l'homme ne diffère pas de celle du grasset du chien. Les structures retrouvées y sont les mêmes, leurs apports vasculaires et nerveux similaires et leurs fonctions sont très ressemblantes. Néanmoins, il est intéressant de constater que les études anatomiques consacrées au genou sont différentes de celles consacrées au grasset. En effet, bien que la RLCC soit la principale cause de boiterie ligamentaire du genou et du grasset, les traitements sont radicalement différents et par conséquent les approches de ces deux articulations le sont aussi. L'angle du plateau tibial, qui est au centre de nombreuses publications en médecine vétérinaire, n'est l'objet que de peu d'études en médecine humaine. Une méta-analyse récente sur l'importance de l'angle du plateau tibial dans la pathogénie de la RLCA a ainsi inclus uniquement douze articles. Ces angles varient entre 0° et 12° sachant qu'on distingue un plateau tibial médial et un plateau tibial latéral (Zeng *et al.*, 2012). La description des ligaments et de leurs attachements est en revanche beaucoup plus minutieuse dans la mesure où, comme nous le verrons ci-après, les techniques chirurgicales visent à remplacer le ligament.

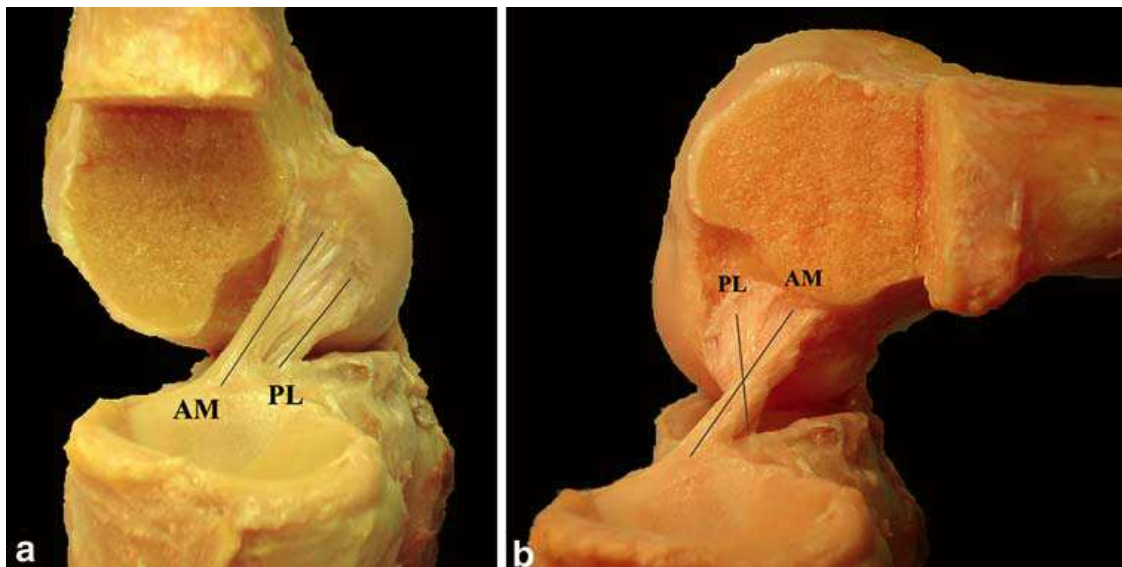


Figure 27. Les deux faisceaux composants le ligament croisé antérieur. A : en extension, les deux faisceaux sont quasi parallèles. B : en flexion les faisceaux sont croisés. (d'après Kopf S., 2009, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 17, 213-219)

On assiste même depuis quelques années à un regain d'intérêt pour l'anatomie des ligaments croisés puisque les techniques chirurgicales actuelles visent à remplacer chacun des deux

faisceaux de fibres composant le LCA (le faisceau antéromédial et le faisceau postérolatéral) (Dienst *et al.* 2002, Kopf *et al.*, 2009 ; Markatos *et al.*, 2012 ; Moghaddam et Torkaman, 2013). Une étude suggère même que chez de nombreuses espèces dont l'homme (pas de données chez le chien) le LCA est en fait composé de 3 faisceaux de fibres distincts (un faisceau intermédiaire supplémentaire) (Tantisrichareoenkul *et al.*, 2013).

Les rôles du LCA sont similaires à ceux du chien. Il joue un rôle majeure dans la limitation de la translation antérieure et de la rotation interne du tibia et participe dans une moindre mesure dans la stabilisation en varus-valgus et la rotation externe (Kanamori *et al.*, 2000). Les études humaines minutieuses sur le sujet s'accordent à dire que le faisceau postérolatéral joue un rôle plus important que le faisceau antéromédial dans la stabilité rotationnelle (Sakane *et al.*, 1997 ; Zantop *et al.*, 2007 ; Gabriel *et al.*, 2004). De même, l'anatomie de la fosse intercondylienne a été intensivement étudiée tant pour identifier les sites d'insertion des ligaments que les causes de RLCA ou la raison du pincement des greffons après reconstruction (Good *et al.*, 1991 ; Howell *et al.*, 1992 ; Shelbourne *et al.*, 1998). Les propriétés mécaniques du LCA varient en fonction de l'âge du patient : la résistance maximale est de 2160N chez des sujets entre 22 et 35 ans mais tombe à 658N entre 60 et 97 ans (Woo *et al.*, 1990 ; Woo *et al.*, 1991). S'il a été décrit dans le passé qu'il n'existe pas de point isométrique pour le ligament croisé antérieur (Furia *et al.*, 1997), en revanche chaque faisceau de fibres a très probablement les siens et sont sollicités différemment selon la position du genou (Frank et Jackson, 1997).

IV.2. Pathogène

La RLCA est l'une des pathologies du genou les plus fréquentes avec une incidence annuelle de près de 100 000 patients aux Etats unis par exemple (Cimino *et al.*, 2010). Une recherche sur Pubmed avec les mots-clés « anterior cruciate ligament » donne accès à 12881 articles. Malgré cette incidence élevée et la pléthore d'articles, il reste difficile de prédire le risque d'une RLCA.

Contrairement à la situation chez le chien, la RLCA n'est que rarement isolée et est le souvent associée à d'autres lésions du genou comme la déchirure du ligament collatéral médial (Beynon *et al.*, 2005). La RLCA affecte particulièrement les sportifs et plus encore les femmes (Arendt *et al.*, 1995, Arendt *et al.*, 1999). Aucun consensus n'existe cependant quant au lien avec le cycle menstruel (Wojtys *et al.*, 1998 ; Arendt *et al.*, 1999 ; Wojtys *et al.*, 2002).

Le point de contact du LCA avec la fosse intercondylienne est la localisation la plus commune de rupture. La largeur de la fosse a été corrélée avec le risque de RLCA dans de nombreuses études (Souryal *et al.*, 1993 ; Lund-hanssen *et al.*, 1994) mais quelques autres ne montrent aucune différence significative entre les individus sains et atteints (Schickendantz et Weiker, 1993 ; Teitz *et al.*, 1997).

A ce jour, nul ne sait si les facteurs de risques intrinsèques sont les mêmes chez l'homme et chez la femme ou si le type de sport pratiqué influence la pathologie (Beynonn *et al.*, 2005).

Tout comme chez le chien, le diagnostic commence par l'examen clinique et est confirmé par l'imagerie. Trois tests cliniques sont principalement utilisés. Le test de Lachman (ressemblant le plus au signe du tiroir chez le chien) est le test le plus sensible (Se=0.91 et Sp=0.78 sous anesthésie) : le fémur du patient est maintenu dans une main pendant que l'autre tente de déplacer le tibia vers l'avant. Une laxité accrue par rapport au genou controlatéral signe une RLCA. Le test du tiroir antérieur consiste à fléchir légèrement le genou, bloquer le pied et tirer le tibia vers l'avant avec les deux mains (Se=0.63 et Sp=0.91). Le test le plus spécifique est le test de glissement pivotant (Se=0.73 et Sp=0.98) : il s'effectue avec le patient couché sur le côté sain, genou affecté étendu et tourné vers l'intérieur ; le praticien appuie sur la face latérale du genou en le fléchissant à la recherche d'un craquement ressenti vers 30° de flexion (Vaneck *et al.*, 2012a). Différents appareils sont disponibles pour objectiver la laxité avec des spécificités et sensibilités variables. Les meilleures valeurs semblent être obtenues avec l'arthromètre KT1000 (Vaneck *et al.*, 2012b). Au niveau de l'imagerie, si le « gold standard » reste l'arthroscopie (Winters et Tregonning, 2005), elle n'en reste pas moins une technique invasive. L'IRM est donc recommandée comme la technique de choix pour diagnostiquer une RLCA avec une sensibilité et une spécificité de 0.95 (Smith *et al.*, 2012).

IV.3. Lésions méniscales

Le rôle des ménisques est identique à celui décrit chez le chien (Renstrom et Johnson, 1990 ; Hollis *et al.*, 2000). La lésion méniscale est la lésion la plus commune du genou avec une incidence annuelle de 61 cas pour 100 000 individus (Austin et Sherman, 1993). Contrairement à la situation chez le chien, les lésions du ménisque latéral sont fréquemment décrites et traitées, même si elles restent quatre fois moins fréquentes que celle du médial (Baker *et al.*, 1985). Suivant les études, les lésions méniscales sont présentes dans 15 à 40% des cas de RLCA et au-delà lorsque celle-ci est chronique (Levy et Meier, 2003). Les différentes études montrent que les patients atteints d'une RLCA et d'une lésion méniscale

souffrent plus souvent d'arthrose que les patients sans lésion méniscale et que dans le cas de méniscectomie, le degré d'arthrose est proportionnel à l'importance du fragment de ménisque excisé : la suture du ménisque est associée à un meilleur résultat que son ablation totale ou partielle (Fink *et al.*, 1994 ; Neuman *et al.*, 2008 ; Xu et Zhao, 2013). Les lésions méniscales candidates à la suture doivent se situer dans la zone abaxiale du ménisque à moins de 2mm de la jonction méniscosynoviale pour le traitement par arthrotomie et à moins de 4mm pour le traitement par arthroscopie (Dehaven et Sebastianelli, 1990 ; Beaufils, 1998). Le traitement par arthroscopie est maintenant le « gold-standard » car il permet une récupération fonctionnelle plus rapide (Vanderschilden, 1990). Bien que toujours considérée comme une technique expérimentale par la communauté scientifique, la transplantation allogénique de ménisques est pratiquée depuis 27 ans. Plusieurs milliers de patients ont été traités ainsi avec un excellent rétablissement et un taux de complications de 21,3% comparable à celui des sutures méniscales sous arthroscopie (Austin et Sherman, 1993 ; Elattar *et al.*, 2011).

Le « gold-standard » pour le diagnostic de lésions méniscales est l'IRM (Rubin, 1997 ; Major *et al.*, 2003 ; Oei *et al.*, 2007 ; Barber *et al.*, 2013). Sa sensibilité et sa spécificité varient entre 87 et 97% et 87 et 98% respectivement avec des valeurs prédictives positives et négatives atteignant 97% (Runkel *et al.*, 2000 ; Major *et al.*, 2003 ; Muhle *et al.*, 2013).

L'arthroscanner est en général utilisé faute d'accès à l'IRM. Une étude a pourtant présenté une sensibilité et une spécificité comparable à celle de l'IRM, 92% et 88% respectivement (Vandeberg *et al.*, 2002). Les résultats de l'échographie varient grandement en fonction de l'expérience de l'opérateur et de l'équipement utilisé. Les études récentes montrent une sensibilité de 66% à 90% et une spécificité de 72% à 95% avec des valeurs prédictives positives et négatives pouvant atteindre 94% (Park *et al.*, 2008 ; Shanbhogue *et al.*, 2009 ; Wareluk et Szopinski, 2012).

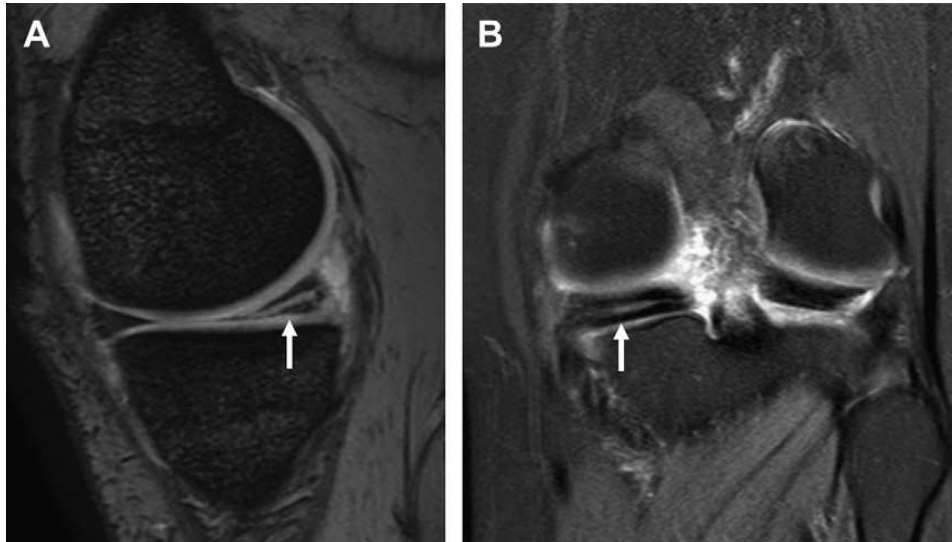


Figure 28. Vue sagittale (A) et coronale (B) d'une lésion méniscale horizontale dans le tiers postérieur du ménisque médial (d'après Barber B.R. 2013, Radiol. Clin. N. Am., 51, 371-391)

IV.4. Traitement conservatif

Il est intéressant de constater que les problématiques sont les mêmes qu'en médecine vétérinaire. J'entends par là que lorsqu'une publication sur le traitement du LCA plaide en faveur du traitement conservatif c'est un pavé dans la mare (Delincé et Ghafil, 2013 ; Maffulli *et al.*, 2013). Déjà en 2001, une enquête auprès de 742 chirurgiens avait montré que 70% utilisaient le traitement conservatif chez au mieux 25% de leurs patients alors que 5,7% d'entre eux l'utilisaient dans plus de 75% des cas (Delay *et al.*, 2001). Cependant les évidences se multiplient qui démontrent que chez certaines catégories de patients le traitement conservatif délivre de bons résultats (Kessler *et al.*, 2008 ; Frobell *et al.*, 2010 ; Delincé et Ghafil, 2013). Même l'argument phare d'une « prévention » du développement de l'arthrose mis en avant par les partisans de la chirurgie est maintenant controversé quand on sait bien que l'ostéoarthrose poursuit son développement malgré la chirurgie et que le traitement conservatif n'est pas toujours associé à son développement (Neuman *et al.*, 2008). Personne ne remet cependant en doute l'indispensable utilité de la chirurgie dans des cas précis. Les critères de sélection pour orienter au mieux les patients vers l'un ou l'autre traitement ne sont cependant pas clairement définis et la décision est finalement laissée au jugement du chirurgien et de son interprétation des évidences dans la littérature. De manière répétée, on lit que les patients ayant une activité physique intense ou souffrant d'autres atteintes que la RLCA dans le genou (déchirure du ménisque ou d'autre ligament) sont de meilleurs candidats à la chirurgie (Zysk et Refior, 2000 ; Fithian *et al.*, 2003). A l'inverse, les patients ayant des

activités à bas risque et souffrant d'une rupture isolée du LCA se prêteraient au traitement conservatif (Kannus et Järvinen, 1990, Nichols et Johnson, 1991). Le but du traitement conservatif est de retrouver une mobilité normale et une stabilité fonctionnelle par l'amélioration de la fonction neuromusculaire (Zatterstrom *et al.*, 1998).

L'utilisation d'orthèse, bien que largement répandue (dans le traitement conservatif comme en postopératoire), n'a pas encore montré de réel intérêt à long terme (Smith *et al.*, 2013).

IV.5. Traitement chirurgical

Tout comme chez le chien, la technique chirurgicale chez l'homme est en permanente évolution : la technique idéale qui permettrait une récupération optimale et préviendrait l'apparition d'ostéoarthrose reste à découvrir (Fu et Karlsson, 2010).

Les techniques extra-articulaires sont très controversées et si certains auteurs décrivent des résultats favorables en les combinant avec une technique intra-articulaire (Marcacci *et al.*, 1998 ; Jorgensen *et al.*, 2001 ; Johnston *et al.*, 2003), des études cadavériques montrent qu'elles exagèrent les contraintes dans le compartiment latéral ce qui élimine le glissement pivotant et altère la cinématique normale (Engebretsen *et al.*, 1990 ; Kurosawa *et al.*, 1991 ; Matsumoto *et al.*, 1994). Une commission d'experts en 1992 a établi que les indications pour pareilles techniques étaient extrêmement limitées (Pearl et Bergfeld, 1992).

Les techniques intra-articulaires constituent donc le « gold-standard » pour le traitement de la RLCA chez l'homme. A ce jour, aucun ligament synthétique n'a démontré une efficacité supérieure aux greffons biologiques (Muren *et al.*, 2003 ; Murray et Macnicol, 2004 ; Beynonn *et al.*, 2005). Les avancées récentes en biomatériaux ont cependant permis de mettre au point une prothèse avec des résultats préliminaires encourageants (Ye *et al.*, 2013 ; Pan *et al.*, 2013). Il existe deux techniques principales de reconstruction du LCA : la prothèse ostendon patellaire-os et le tendon du muscle semi-tendineux (posé en double ou en quadruple). Si le semi-tendineux en double est moins efficace que le tendon patellaire (Anderson *et al.*, 2001), les deux techniques sont comparables lorsque le semi-tendineux est utilisé en quadruple (Feller et Webster, 2003 ; Heijne *et al.*, 2010 ; Mascarenhas *et al.*, 2012). La tendance aujourd'hui est à la reconstruction dite « anatomique » ou « double-faisceau » du LCA (Yasuda *et al.*, 2011 ; Hofbauer *et al.*, 2013). Cette reconstruction vise à restaurer la fonction du LCA en termes de dimensions, orientation des fibres et sites d'insertion (Vaneck *et al.*, 2010). Le principal avantage serait d'améliorer la stabilité en rotation (Zhang *et al.*, 2013). Cette voie permet aussi d'« augmenter » les fibres intactes lors de rupture partielle du

LCA (Mifune *et al.*, 2013 ; Papalia *et al.*, 2013). Les études anatomiques (Dienst *et al.* 2002, Kopf *et al.*, 2009 ; Markatos *et al.*, 2012 ; Moghaddam et Torkaman, 2013) montrent une grande variabilité inter-individuelle dans les sites d'insertion des différents faisceaux de fibres du LCA. Utiliser l'origine fémorale et son insertion tibiale propre à chaque patient permet de prendre en compte ces variations, plutôt que d'utiliser des valeurs moyennes extraites de la littérature (Kopf *et al.*, 2009).

IV.6. Réhabilitation

J'aborderai rapidement quelques notions de réhabilitation postopératoire car il s'agit d'un point à fort potentiel de développement en médecine vétérinaire. En effet, malgré l'importance reconnue de la réhabilitation chez le chien, elle n'est aujourd'hui appliquée qu'à très peu de patients (Jerre, 2009 ; Au *et al.*, 2010 ; Gordon-evans *et al.*, 2011). La réhabilitation se concentre sur l'augmentation de la force, la coordination entre les mouvements et l'activation musculaire, le renforcement de la proprioception et la correction de la posture. Le travail est en général confié à un kinésithérapeute mais une partie des exercices peut être réalisée à la maison (Baltaci *et al.*, 2013). Bien que la réhabilitation soit considérée comme essentielle après toutes chirurgies de reconstruction du LCA (Jamshidi *et al.*, 2005 ; Yosmaoaglu *et al.*, 2011), il n'existe aucun consensus sur le protocole (Beynnon *et al.*, 2005b ; VanGrinsven *et al.*, 2010). La réhabilitation est souvent décomposée en 4 phases : la première semaine, le but est de gérer la douleur et l'inflammation. Les mouvements passifs et actifs sont autorisés en favorisant la marche sans béquille dès le 4 jours. Durant la deuxième phase, entre la 2^{ème} et 9^{ème} semaine, le tonus musculaire dans le quadriceps et les muscles fléchisseurs de la cuisse est renforcé. L'entraînement neuromusculaire est mis en place dès que le patient peut marcher sans béquille. Le vélo d'intérieur et la nage (semaine 3) puis le step indoor (semaine 4) et enfin le vélo en extérieur (semaine 8) sont progressivement autorisés. Entre la 9^{ème} et la 16^{ème} semaine, l'endurance (course sur tapis roulant) est introduite dans les exercices. A partir de la 13^{ème} semaine le jogging est réintroduit. Ce n'est qu'après la phase 4, entre la 16^{ème} et la 22^{ème} semaine, qui vise à maximiser la force, l'endurance et le contrôle neuromusculaire, que le retour au sport peut être envisagé (VanGrinsven *et al.*, 2010).

V. LA PROCEDURE DE MAQUET CHEZ L'HOMME

V.1. Principe

Les causes des pathologies de l'articulation fémoropatellaire telles que la chondromalacie ou l'arthrose ne sont pas bien connues. On sait cependant qu'elles sont responsables de douleur et de faiblesse interférant avec la fonction normale du genou. Le mécanisme suggéré est un déséquilibre entre la résistance du cartilage et la contrainte développée entre le fémur et la rotule. Maquet a donc suggéré qu'une réduction de cette contrainte pourrait soulager les patients atteints de telles pathologies (Maquet, 1963 ; Maquet, 1976).

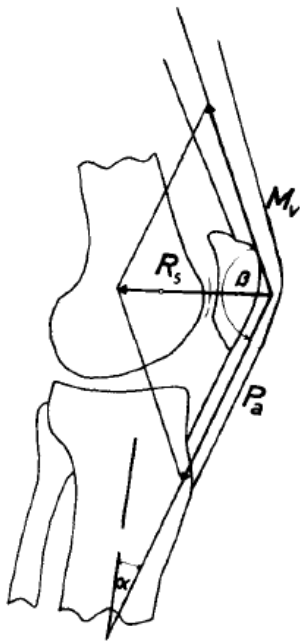


Figure 29. Forces appliquées à la rotule.
 M_v : tension du quadriceps. P_a : tension du tendon patellaire. β : angle formé par les lignes d'action de M_v et P_a . R_5 : résultante des forces M_v et P_a appuyant la rotule contre la trochlée (d'après Maquet P., 1976, Clin. Orthop. Relat. Res., 115, 225-230)

Il existe deux moyens pour diminuer cette contrainte : réduire la force résultante (R_5) exercée par la rotule sur la trochlée ou répartir cette force sur une surface de contact plus importante. La procédure de Maquet exploite le premier moyen. En effet, la force résultante exercée par la rotule sur la trochlée (R_5) dépend non seulement des forces engendrées par le quadriceps (M_v) et le tendon patellaire (P_a) mais aussi de l'angle β formé par les directions des forces M_v et P_a . En avançant la rotule antérieurement, le bras de levier sur lequel agit le quadriceps devient plus long, réduisant d'autant la force (M_v) nécessaire pour réaliser le même travail d'extension du genou. Par la même occasion, l'angle β est augmenté ce qui réduit aussi l'importance de la résultante R_5 . Les premières études sur modèles ont prédit une réduction de 50% de la contrainte après un avancement de 2cm (Maquet, 1976).

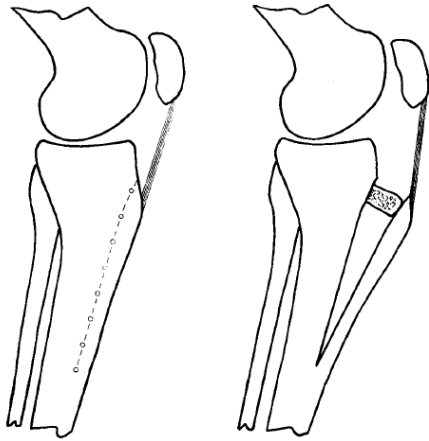


Figure 30. Avancement de la tubérosité tibiale selon la procédure de Maquet.

Techniquement, après une incision médiale de la peau le long de la tubérosité tibiale, une série de trous est percée le long du trait d'ostéotomie planifié sur une longueur de 15 cm. Un ostéotome permet alors de fendre l'os le long de ces trous. La tubérosité tibiale est avancée et maintenue en position à l'aide d'un greffon autologue corticospongieux prélevé sur l'ilium ipsilatéral. Un avancement maximum de 2.5 cm est recommandé pour éviter les tensions excessives sur la peau et des risques de nécrose potentielle.

V.2. Evolution

La force fémoropatellaire atteint quatre fois le poids du corps durant la marche et n'est transmise qu'à travers seulement 10 à 30% de la surface patellaire (Matthews *et al.*, 1977). La diminution de la force R5 n'est pas synonyme de réduction de la contrainte fémoropatellaire. En effet, la contrainte étant le quotient de la force par la surface de contact, une diminution de la force n'est donc pas forcément associée à une diminution de la contrainte si elle s'accompagne d'une diminution de la surface de contact. L'effet de la procédure de Maquet sur la surface de contact a donc rapidement été étudié (Nakamura *et al.*, 1985 ; Ferrandez *et al.*, 1986) et ceci a montré qu'un avancement de plus de 1cm n'était pas justifié. En effet, au-delà de cette valeur, même si la force résultante continue de diminuer, la surface de contact se réduit entraînant un pic de contrainte plus important que la contrainte initiale avant l'intervention. Les techniques plus modernes d'évaluation biomécanique du genou mettent en avant que l'efficacité de la procédure dépend non seulement de l'importance de l'avancement mais aussi de l'angle tibiofémoral et de l'effort nécessaire au mouvement. L'avancement entraîne par ailleurs des modifications au niveau de l'articulation fémorotibiale et ses répercussions biomécaniques ne sont donc pas limitées uniquement à l'articulation fémoropatellaire (Shirazi-Adl et Mesfar, 2007). Cette restriction dans les premières études de

la technique durant les années 90 explique sûrement les résultats paradoxaux des différents rapports cliniques. Plusieurs rapports décrivent un taux de réussite avoisinant les 85% malgré un taux de complications principalement locales (nécrose cutanée, déplacement de greffon et non-union de 10 à 30%). (Maquet, 1976 ; Hirsh et Reddy, 1980 ; Hejgaard et Watt-Boolsen, 1982 ; Mendes *et al.*, 1987). La principale complication, la nécrose cutanée, peut être évitée en pratiquant une incision antérolatérale plutôt que médiale (Kadambande *et al.*, 2004). D'autres études cependant décrivent des résultats nettement moins satisfaisants et mettent en garde contre une utilisation systématique de cette procédure. La réponse à la chirurgie semble en effet plus favorable lorsque la chondromalacie touche la facette articulaire latérale de la rotule et dépend aussi du grade de la chondromalacie (Engebretsen *et al.*, 1989 ; Karlsson *et al.*, 1992 ; Jenny *et al.*, 1996). Le fait que l'effet de la procédure soit influencé par l'angle de flexion comme mentionné ci-dessus justifie la chirurgie chez des patients à faible degré de flexion du genou, c'est-à-dire des patients peu actifs ou âgés (Cheng *et al.*, 1995). Il n'y a donc pas de critères bien définis pour pratiquer l'avancement de la tubérosité tibiale chez l'homme, la décision se fait au cas par cas et peut être assistée par des simulations informatiques basées sur l'anatomie de chaque patient (Cohen *et al.*, 2003).

Depuis sa première description par Maquet en 1963, la procédure a évolué sur plusieurs points. Initialement, Maquet décrivait un avancement du tendon rotulien en plaçant le greffon entre le tendon et la partie proximale du tibia. Cette technique entraînait un problème cosmétique important, d'où le développement de l'avancement de la tubérosité tibiale (Maquet, 1963 ; Maquet, 1976). Une technique a tout d'abord été décrite pour s'affranchir du greffon osseux tout en réalisant un avancement antéromédial de la tubérosité tibiale (Fulkerson, 1983). L'ostéotomie nécessaire à cet avancement a été ensuite modifiée afin de pouvoir réaliser un avancement antérieur uniquement lorsqu'une antéromédialisation n'était pas nécessaire (Rue *et al.*, 2008) (Figure 31).

Ces chirurgies étant relativement invasives et techniquement difficiles, le greffon osseux autologue de la procédure de Maquet a été remplacé avec succès par des greffons hétérologues (Atkinson *et al.*, 2008) ou des cages de tantalum (Fernandez-Fairen *et al.*, 2010) afin de s'affranchir des complications liées au prélèvement du greffon corticospongieux provenant de l'ilium (Silber *et al.*, 2003).

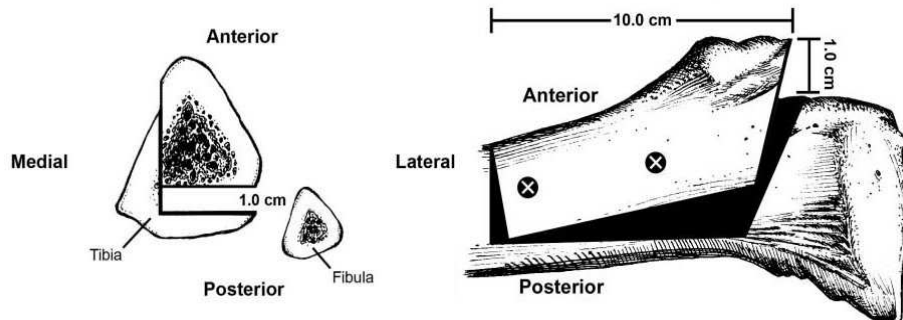


Figure 31 : avancement antérieur sans greffon (d'après Rue J. 2008, Am. J. Sports Med., 36, 1953-1959)

Notons enfin que les pathologies de la rotule sont souvent associées à des pathologies du compartiment médial du genou et l'avancement de la tubérosité tibiale pour traiter les problèmes de rotule peut être combiné avec une ostéotomie proximale du tibia pour traiter le problème de compartiment médial. Dans des cas précis, ceci peut permettre d'éviter une prothèse du genou (Megied *et al.*, 2010).



Figure 32. Utilisation d'un bloc de tantalum pour avancer la tubérosité tibiale (d'après Fernandez-Fairen M. 2010, Clin. Orthop. Relat. Res., 468, 1284-1295)

VI. CONCLUSION

Les techniques chirurgicales visant à traiter la rupture du ligament croisé antérieur ont, pour le moment, pris des chemins différents chez l'homme et le chien. Par la description de l'avancement de la tubérosité tibiale chez le chien il y a 10 ans, la médecine vétérinaire a de nouveau croisé la médecine humaine même si la technique chirurgicale en question n'est pas utilisée n'a pas le même but dans chacune de ces deux espèces. L'application de la technique chez le chien étant beaucoup plus récente que chez l'homme, de nombreuses études sont encore nécessaires pour mieux comprendre voire même ptimiser ses effets dans cette espèce.

OBJECTIFS DU TRAVAIL

Il semble désormais clair et établi que le fait d'avancer la tubérosité tibiale chez le chien contribue au bon rétablissement de la démarche après une RLCC. Cependant, il existe de grandes disparités entre la technique réalisée chez l'homme, originalement sans implant métallique, et la technique décrite par Montavon chez le chien. Depuis sa description par Maquet en 1976, la technique chez l'homme a été modifiée récemment pour introduire un bloc en tantalum poreux à la place du morceau de greffon autologue prélevé sur l'ilium du patient. Ceci permet de diminuer le temps chirurgical tout en diminuant les complications liées à une approche chirurgicale de l'ilium. Ce bloc de tantalum reste cependant le seul implant contrairement aux nombreux implants utilisés pour la TTA chez le chien.

D'une part, les forces mises en jeu au niveau du grasset chez l'homme et le chien ne peuvent pas être comparées. D'autre part, le repos postopératoire est logiquement plus facile à mettre en place chez un homme que chez un chien. Pour ces raisons, la transposition directe de la technique chez l'homme au chien n'est pas évidente. Néanmoins, si le nombre d'implants pouvait être ramené à la simple utilisation d'une cage, cela diminuerait la surface sujette à une potentielle colonisation bactérienne, le temps chirurgical et enfin le traumatisme infligé aux tissus mous lié à l'approche chirurgicale.

Il nous semblait donc intéressant d'évaluer la faisabilité d'une telle technique chez le chien et d'en évaluer les résultats cliniques. Dans un premier temps, il était d'abord nécessaire de réaliser des essais in vitro afin de vérifier la faisabilité de la technique et de mesurer la résistance d'un tel montage chez le chien afin de la comparer avec les données existantes sur les forces mises en jeu au niveau du grasset. Dans un deuxième temps, forts des résultats obtenus in vitro, une étude préliminaire a été réalisée et les résultats cliniques de la technique évalués. Dans un troisième temps, nous nous sommes basé sur notre expérience grandissante avec cette nouvelle technique pour mettre au point un nouveau trait d'ostéotomie et ainsi améliorer la technique. Et finalement, toujours dans une optique de simplifier la technique à son maximum et ainsi mimer ce qui se fait déjà chez l'homme, des tests ont été réalisés pour remplacer la cage et ses vis par un bloc se maintenant sans implant.

Un corollaire au travail sus-cité s'est rapidement présenté à nous au fil de notre expérience : les méthodes existantes sous-estiment la taille des implants mesurée avant la chirurgie. Notre observation s'applique autant à la MMT qu'à la TTA et, bien que jamais mentionnée jusqu'alors, est indispensable à la réalisation d'une avancée correcte de la tubérosité tibiale. Dans une première étude corollaire, nous avons donc étudié la fiabilité des méthodes

existantes. Puis une deuxième étude vise à décrire et quantifier la sous-estimation de l'avancée de la tubérosité tibiale avec les méthodes de calculs préopératoires actuelles.

Les objectifs de ce travail étaient les suivants :

1. Tester la résistance de la crête tibiale lorsque la partie la plus distale du cortex tibial n'était pas complètement ostéotomisée et ainsi évoluer vers un avancement de la tubérosité tibiale sans l'aide la plaque (article 1).
2. Evaluer la récupération, la cicatrisation et les complications rencontrées sur un groupe de chiens présentés pour le traitement chirurgical d'une RLCC (article 2).
3. Tester un nouveau trait de coupe rendant plus prédictible l'avancement de la tubérosité tibiale tout en diminuant les complications (article 3).
4. Tester la résistance de différents implants placés dans le trait d'ostéotomie et ainsi évoluer vers un avancement de la tubérosité tibiale sans la cage et ses vis de maintien (article 4).
5. Etudier la fiabilité des méthodes de calcul du PTA avec les deux méthodes décrites : la méthode de la tangente commune et la méthode dite « conventionnelle » (article 5).
6. Quantifier la sous-estimation de l'avancement de la crête tibiale et proposer des tables permettant de la corriger afin d'obtenir l'avancement souhaité (article 6).

PRESENTATION

SYNOPTIQUE DES

RESULTATS

1. Evaluation biomécanique d'une nouvelle méthode de stabilisation de la tubérosité tibiale après son avancement (article 1)

En 2002, Montavon fut le premier à postuler que la TTA pourrait neutraliser la force de cisaillement dirigée crânialement au niveau du grasset (poussée tibiale crâniale) responsable de la subluxation tibiale crâniale lors de la marche chez les chiens affectés par une RLCC (Tepic *et al.*, 2002). Le but de la TTA est de modifier l'angle entre le tendon patellaire et le plateau tibial en avançant la tubérosité tibiale. La nouvelle position est obtenue par une ostéotomie de la crête tibiale et l'insertion d'un implant en titane dans l'espace ainsi créé. La stabilité est assurée par une plaque en titane spécifique fixée à la crête par un peigne et au tibia par deux vis. Les premières études cliniques ont rapporté des résultats très prometteurs, semblable à ceux obtenus avec la TPLO (Lafaver *et al.*, 2007). Une autre technique de stabilisation dynamique du grasset chez le chien est la triple ostéotomie du bassin (TTO). Pour celle-ci, la tubérosité tibiale est avancée et aucun implant n'est utilisé pour son maintien. Il faut toutefois souligner que dans cette technique l'avancement de la crête est minime comparé à la TTA.

Cette première étude avait pour but de 1) évaluer la tenue mécanique de la TTA sans l'addition de la plaque et 2) de comparer les effets de l'ajout d'un fil de cerclage à cette tenue mécanique. Notre hypothèse était qu'une modification de la TTA permettrait de se passer de la plaque et que la crête résisterait à une tension sur le tendon patellaire compatible avec les forces rencontrées *in vivo*.

Trente-six tibiae ont été prélevés sur 18 cadavres. Le trait d'ostéotomie standard a été modifié afin de ne pas séparer complètement la crête de la diaphyse tibiale. Ce nouveau trait laissait intact la partie la plus distale du cortex de la crête créant ainsi une « charnière osseuse » (Montavon *et al.*, 2002). Ensuite, la crête était avancée de 9mm grâce à un bloc en aluminium placé dans le trait d'ostéotomie au niveau de la tubérosité tibiale. Chaque tibia a ensuite été placé dans une presse hydraulique, fixée au tendon patellaire, qui appliquait une tension monotonique perpendiculaire au plateau tibial. La résistance maximale avant la rupture de la crête était enregistrée (Figure 2).

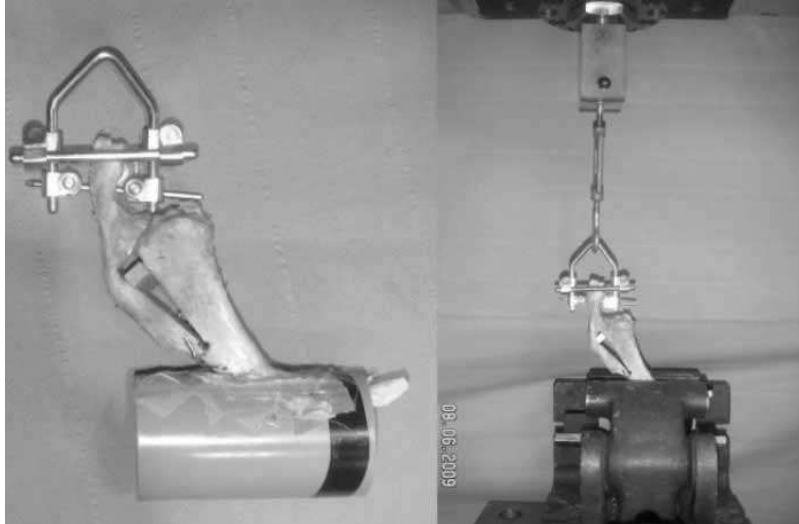


Figure 2. A) la tubérosité tibiale a été avancée. La partie distale de la diaphyse tibiale est fixée dans de la résine. On peut voir sur cette figure le bloc en aluminium ainsi que le fil de cerclage renforçant la charnière osseuse. B) Le tibia est placé dans la presse hydraulique, fixé par sa base dans un étau adapté à la forme du socle en résine. Le tendon patellaire est fixé par l'intermédiaire d'un ridoir permettant d'ajuster la tension.

Chaque tibia a été aléatoirement attribué à un des trois groupes suivants : groupe 1, charnière osseuse intacte et renforcement par un fil de cerclage en 8 ; groupe 2, charnière osseuse intacte et pas de fil de cerclage ; groupe 3, charnière osseuse délibérément cassée et renforcement par un fil de cerclage (Figure 6).



Figure 6. Exemple clinique du montage réalisé pour les tibiae du groupe 1 : la charnière osseuse (partie craniale au trou distale à l'ostéotomie) est intacte et un fil de cerclage en 8 la renforce.

Le poids des chien allait de 32 à 38kg (moyenne : 34,6kg). La moyenne de résistance maximale avant rupture était de 1265 ± 275 N, 1123 ± 394 N, and 613 ± 77 N pour les groupes 1, 2, and 3, respectivement (Figure 3). Il n'y avait pas de différence significative entre les groupes 1 et 2. Il y avait une différence significative entre les groupes 1 et 3 et les groupes 2 et 3.

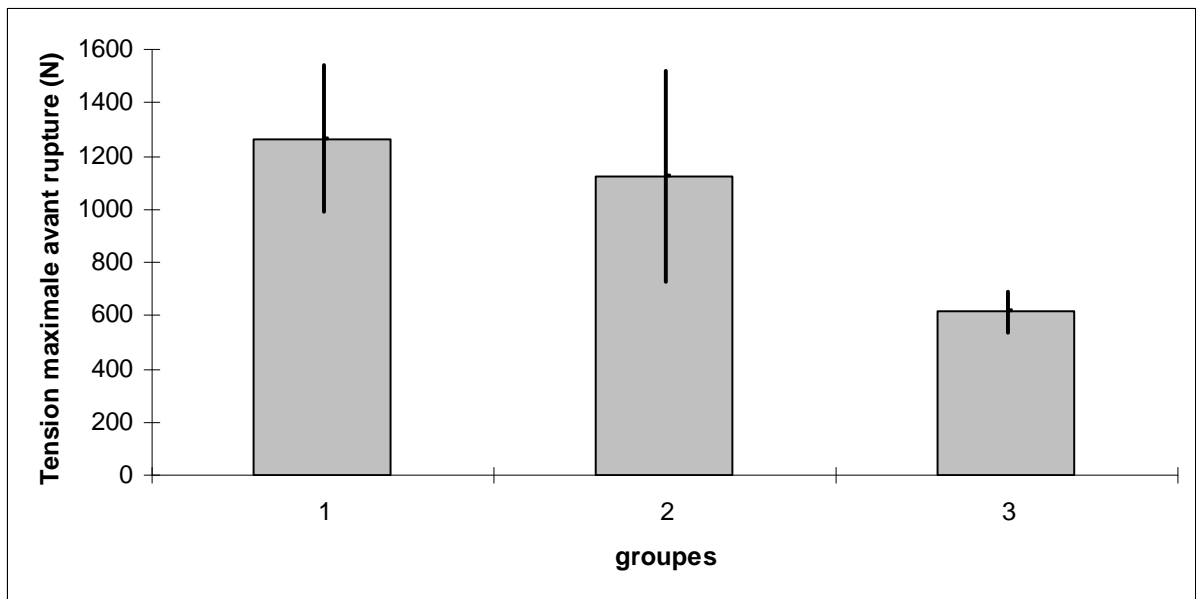


Figure 3. Diagramme de la tension avant rupture pour chaque groupe, avec deviation standard

Cette première étude suggère qu'une charnière osseuse intacte permettrait de résister à l'avulsion de la crête tibiale. Bien qu'il soit difficile de juger de l'intégrité de la charnière osseuse durant une chirurgie, une attention toute particulière doit être apportée à ce point. En effet, comme l'indique notre étude, la résistance à l'avulsion diminue dramatiquement dans le cas où elle la charnière osseuse est cassée. Ces résultats suggèrent que lorsqu'il est évident que la charnière est cassée, une technique standard doit être réalisée. C'est pour cette raison que nous recommandons toujours de couper la crête de sorte que sa largeur permette la pose de la plaque en cas de besoin.

2. Expérience préliminaire de la technique de Maquet modifiée pour traiter la rupture du ligament croisé crânial chez le chien (article 2)

De nombreuses techniques ont été décrites pour traiter chirurgicalement la RLCC. Chacune présente ses avantages et ses inconvénients (Aragon et Budsberg, 2005). Depuis 25 ans, la tendance a évolué vers l'utilisation de stabilisations dynamiques réalisées en modifiant la géométrie du grasset atteint.

La TTA, décrite il y a à peine une dizaine d'années, est l'une des techniques les plus répandues pour stabiliser dynamiquement le grasset. Nous avons imaginé et testé biomécaniquement dans l'étude précédente une technique que nous avons baptisé la technique de Maquet modifiée (MMT) en l'honneur de son inventeur en médecine humaine. Cette technique permet de se passer de plusieurs des implants utilisés dans la TTA. La MMT a été développée chez le chien en accord avec le concept de réparation biologique qui combine une préservation maximale des tissus mous et de la vascularisation tout en minimisant le nombre d'implants nécessaires lors de réparations de fractures (Palmer, 1999).

La MMT a été réalisée sur un panel de 20 chiens présentés pour une RLCC en combinant la TTA décrite chez le chien et la procédure de Maquet chez l'homme. L'approche du tibia est commencée par une incision cutanée crâniomédiale, puis une incision rectiligne est pratiquée dans les tissus mous sous-jacents et le périoste. Cette incision, localisée 1cm caudal au bord crânial de la crête tibiale, s'étend 2cm environ au-delà de la limite distale de cette crête. Le périoste est élevé le long de l'incision sur une largeur de 2mm permettant ainsi le passage de la scie oscillante. Un trou est foré environ 1 cm distalement à la partie la plus distale de la crête tibiale en prenant soin de se placer juste en arrière de la corticale crâniale (épaisseur mesurée sur les radiographies préopératoires). L'ostéotomie, perpendiculaire au plan sagittal, se prolonge d'un point crânial à l'extenseur long des doigts jusqu'au trou précédemment foré. La crête tibiale est ensuite lentement avancée et une cage en titane est placée dans l'espace ainsi créé. Cette cage est fixée par deux vis de 2.4mm en titane. Dans certains cas, à l'appréciation du chirurgien, un cerclage en 8 était placé pour renforcer la charnière osseuse (Figure 1 et 2). Pour ce faire, un trou de 1.5mm de diamètre est foré dans la diaphyse tibiale 1cm distalement à la fin de l'ostéotomie et quelques millimètres caudalement au bord crânial du tibia. Un second trou est foré dans la crête tibiale environ 1cm proximale à la fin de l'ostéotomie et dans l'épaisseur de la crête tibiale. Aucune greffe osseuse n'a été réalisée.



Figure 1. Radiographies du grasset droit d'un labrador opéré par la MMT avec un fil de cerclage. A) postop immédiat. B) trois mois après la chirurgie.



Figure 2. Radiographies du grasset droit d'un chien croisé opéré par la MMT sans fil de cerclage. A) postop immédiat. B) trois mois après la chirurgie.

Un score de boiterie était attribué à chaque chien avant et 3 mois après la chirurgie. De même, la cicatrisation osseuse était notée à chaque contrôle.

Durant cette étude, il n'y a eu aucun problème périopératoire. Dans aucun des cas, la charnière osseuse n'a été fracturée durant son avancement. La cicatrisation osseuse clinique a eu lieu en moyenne à 6.8 semaine (entre 4 et 12 semaines). Lors du contrôle 3 mois après la chirurgie, 16 des chiens présentaient une cicatrisation osseuse radiographique complète. Due à la nature rétrospective de cette étude, seulement 12 cas avaient des radiographies postopératoires à 3 mois avec exactement le même alignement et permettaient de comparer la place exacte de la cage. Dans aucun de ces cas un déplacement de la cage n'a été noté.

Deux des chiens ont été réadmis 6 et 12 semaines après la chirurgie pour une boiterie marquée du membre opéré. L'examen clinique a révélé des signes compatibles avec une lésion méniscale postopératoire. Une miniarthrotomie médiale et une ménissectomie de la partie lésée ont été réalisées et les animaux ont récupéré. Chez un chien, un mois après la chirurgie, nous avons noté la présence d'une fracture de la crête tibiale sans pour autant qu'il n'y ait d'avulsion de la tubérosité tibiale. Le chien ne boitait plus 3 mois après la chirurgie et n'a pas nécessité de réintervention.

Les résultats présentés dans cette étude prouvent que l'avancement de la tubérosité tibiale peut être réalisé sans l'ajout d'une plaque pour stabiliser crête tibiale. La MMT mérite considération parmi les techniques de stabilisation dynamique et justifie à ce stade une étude à plus grande échelle. L'utilisation d'une plateforme de marche pour mesurer objectivement la boiterie après la chirurgie permettrait de comparer directement nos résultats avec ceux de la TPLO et de la TTA.

3. Evaluation biomécanique d'un nouveau trait d'ostéotomie pour optimiser la technique de Maquet modifiée (article 3)

D'après notre expérience sur plus d'une cinquantaine de cas, une des limitations de la MMT est la formation de fissures ou de fractures de la crête. Dans notre première description de la technique, un trou était foré distalement à l'ostéotomie pour prévenir l'apparition de telles fissures. Cliniquement, de nombreux cas ont développé une fissure malgré tout. De plus, une étude humaine sur les prothèses de hanche a démontré qu'un trou foré au bout d'une fissure n'empêche pas toujours sa propagation (Incavo *et al.*, 1991).

Le but de cette étude est de 1) décrire un nouveau trait d'ostéotomie afin de faciliter l'avancement de la tubérosité tibiale tout en évitant la formation d'une fissure et 2) déterminer les facteurs affectant l'avancement maximal ainsi que la résistance de la crête.

L'ostéotomie est commencée 10mm en arrière de la tubérosité tibiale et s'étend sur une longueur équivalente à 150% de celle de la crête tibiale. L'ostéotomie est commencée avec un trait rectiligne proximement le long de la crête tibiale puis légèrement incurvé caudalement pour finir par un trait droit parallèle à la corticale crâniale. Une attention particulière est portée à l'épaisseur de la corticale laissée intacte : entre 2 et 4 mm selon le poids de l'animal. La face médiale de la diaphyse tibiale est positionnée parallèle à la table d'opération. La lame de scie est dirigée crânialement selon angle d'environ 25° afin que la distance entre le trait d'ostéotomie sur la face latérale et le bord crânial du tibia soit la même que sur la face médiale, ceci en raison de la forme triangulaire de la diaphyse proximale (Figure2).

Dans la première partie de l'étude, les échantillons étaient placés avec le trait d'ostéotomie parallèle au plan de la machine hydraulique permettant d'élever la crête dans le but de mesurer l'avancement maximal avant la rupture de cette dernière (Figure 4). Le logiciel permettait de mesurer l'avancement avant rupture, l'angle d'ouverture et la raideur de la crête déformée.

Pour chaque catégorie de poids, l'avancement maximal de la crête était considéré cliniquement intéressant s'il était d'au moins 6, 9, 12 et 15 mm pour des chiens de <15kg, <25kg, <35kg et <45kg respectivement. C'était le cas dans 100%, 91%, 86% et 100% des cas pour chacune de ces catégories. L'avancement de la tubérosité tibiale était lié à l'angle d'ouverture et à la raideur de la corticale de manière significative

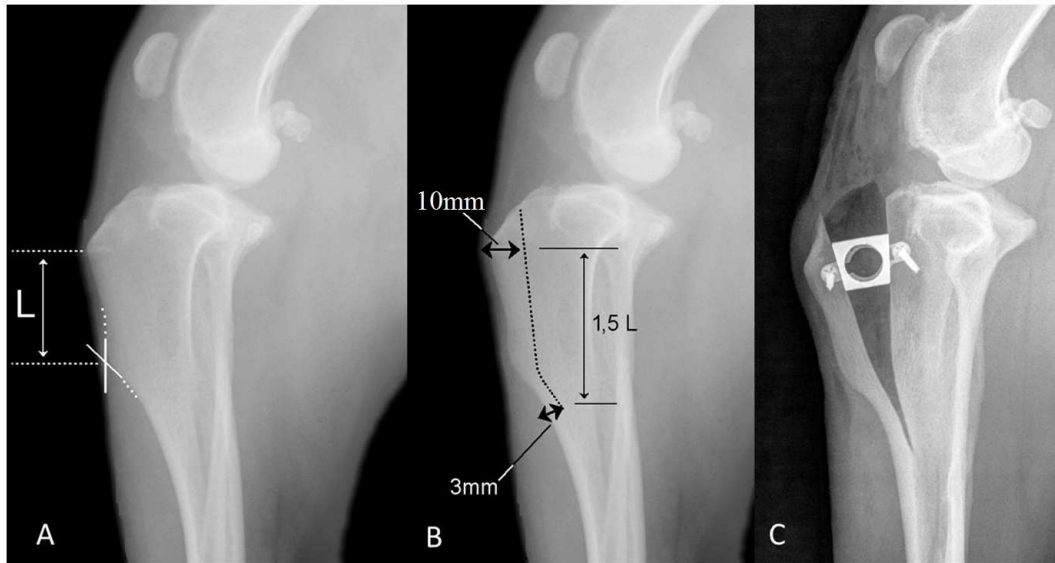


Figure 2. Nouvelle ostéotomie pour la MMT

A) Les deux lignes blanches surlignent la limite de la crête tibiale proximale et celle de la diaphyse tibiale distalement. L'intersection de ces deux lignes définit la partie la plus distale de la crête tibiale. B) Le point le plus distal de l'ostéotomie est situé à une distance de 1,5 fois la longueur de la crête à partir du niveau de la tubérosité tibiale. C) Radiographie postopératoire immédiatement après MMT illustrant la nouvelle ostéotomie. L'incision est légèrement inclinée caudalement dans sa partie la plus distale pour être parallèle au bord crânial du tibia. L= longueur de la crête tibiale.

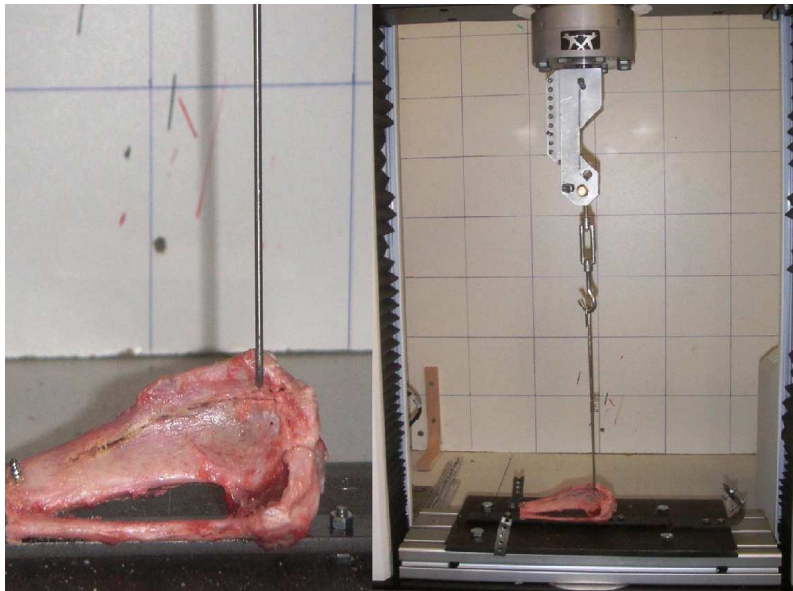


Figure 4. Tibia positionné dans la presse hydraulique pour la première partie de l'étude

Dans une deuxième partie, les tibiae étaient placés dans la presse de telle sorte que les plateaux tibiaux soient horizontaux (Figure 6). En fonction du poids du chien, la crête tibiale était avancée de 6 ou 9 mm puis une tension était appliquée à la tubérosité tibiale via le tendon patellaire jusqu'à la rupture de la crête tibiale.

Soixante tibiae de chiens ont été testés de cette manière dont le poids moyen était de 23.1 kg. Pour chacune des catégories de poids (<15kg, <25kg et > 25kg), la moyenne de résistance maximale était de 851N, 1271N et 1710N respectivement. Cette valeur était considérée comme cliniquement intéressante si elle dépassait deux fois le poids du corps. C'était le cas dans 97% des tibiae. Cette valeur était influencée par le poids de l'animal et l'épaisseur de la corticale de manière significative.

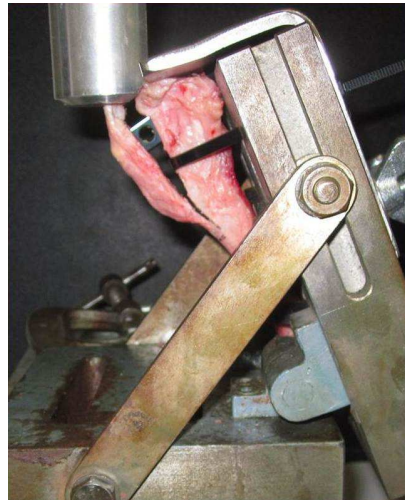


Figure 6. Tibia positionné dans la presse hydraulique pour la seconde partie de l'étude. Une tension verticale est appliquée via le tendon patellaire.

Les propriétés biomécaniques de l'os après ce nouveau trait d'ostéotomie semblent satisfaisantes avec notamment des valeurs de résistance de la tubérosité tibiale à la traction encore plus importante que lors de nos essais avec l'ostéotomie précédente.

Nos premiers cas cliniques bénéficiant de cette nouvelle ostéotomie ont montré des résultats prometteurs avec un avancement facilité de la crête tibiale et aucune propagation de fissure jusqu'à 3 mois après la chirurgie. Une cicatrisation rapide ainsi qu'une réaction périostée au niveau de la charnière osseuse sont observées 6 semaines après la chirurgie et sont les témoins de contraintes importantes à ce niveau.

4. Comparaison de différents matériaux pour remplacer la cage en titane utilisée pour maintenir la crête tibiale avancée (article 4)

Dans le but de simplifier encore la MMT, nous proposons de remplacer la cage par un coin de matériel poreux qui resterait stable dans le trait d'ostéotomie par sa seule friction avec l'os. Deux matériaux ayant ces caractéristiques sont déjà utilisés en chirurgie: un coin en mousse de titane poreux développé pour traiter la RLCC chez le chien et un coin d'os synthétique biphasique développé pour diverses utilisations en chirurgie humaine (Cf. figure 1). Cet os synthétique, composé d'hydroxyapatite et de β -phosphate tricalcique est utilisé pour ses excellentes propriétés ostéonconductrices. D'après certains rapports il posséderait également des propriétés ostéoinductrices (Arinzeh *et al.*, 2005). La résistance mécanique de cet os synthétique est fonction de sa porosité, de la taille de ses pores et de la proportion de chaque composé minéral (Ushida *et al.*, 1984 ; Shimazaki *et al.*, 1985 ; Eggli *et al.*, 1988). Le but de ce travail biomécanique et d'étudier les propriétés de différents matériaux en vue de remplacer la cage de la MMT. Nos hypothèses sont 1) les blocs d'os synthétique résistent à l'écrasement lorsque des tensions physiologiques sont appliquées au niveau du tendon patellaire et 2) aucun implant additionnel n'est nécessaire pour maintenir ces blocs poreux dans l'ostéotomie.

Dans une première partie, 25 tibiae ont été préparés en excisant tous les tissus mous et en créant une ostéotomie de la crête tibiale telle qu'elle est décrite dans l'étude précédente. Ces tibiae ont été répartis en 5 groupes en fonction de l'implant utilisé pour avancer la crête tibiale : groupe 1, une cage en titane (Kyon, Suisse) communément utilisée pour la TTA mais sans l'ajout des ses deux vis de fixation ; groupe 2, un coin de mousse de titane (OrthoFoamND, Orthomed, England) ; groupe 3, 4 et 5, des coins d'os synthétiques de porosité 83%, 70% et 60% respectivement. Chaque tibia était ensuite testé en appliquant une force monotonique sur le tendon patellaire, perpendiculairement au plateau tibial (Cf. figure 6 de l'étude précédente). La tension maximale dans le tendon patellaire avant rupture de l'implant ou échec du montage était enregistrée. Les tensions maximales moyennes pour les groupes de 1 à 5 étaient de 1550N, 1500N, 200N, 560N et 1450 N respectivement.

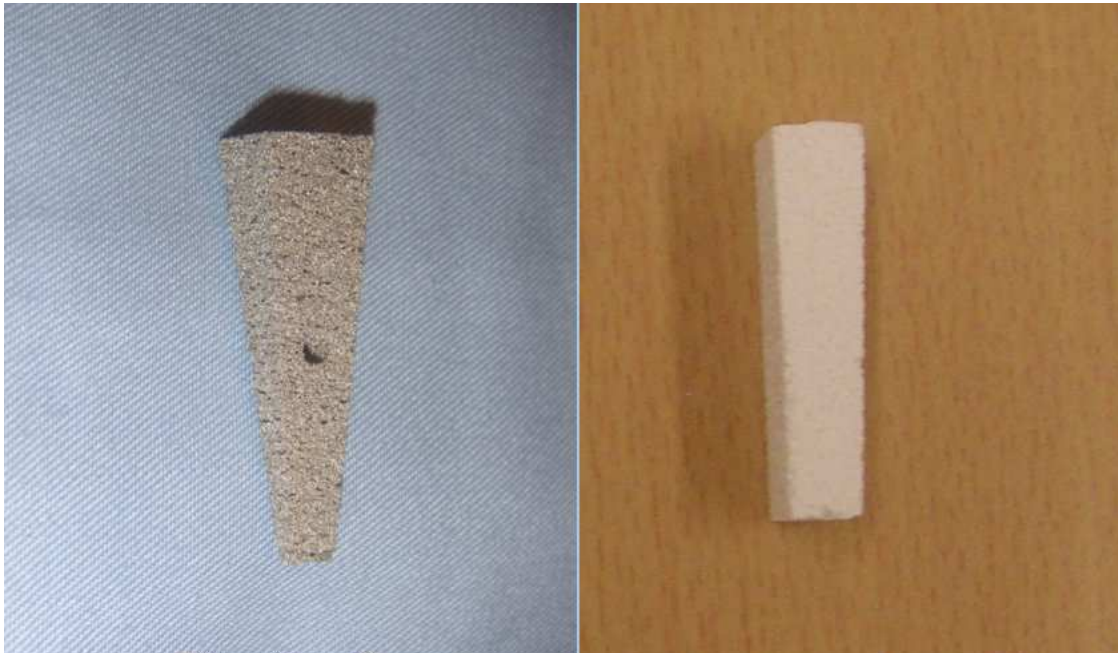


Figure 1: Implants poreux utilisés dans l'étude

A gauche, le coin en mousse de titane (le trou au centre de cet implant est destiné à recevoir une broche pour stabiliser l'implant, qui n'a pas été utilisée dans cette étude). A droite, un coin en os synthétique développé pour la chirurgie humaine.

Dans la deuxième partie de l'étude, seuls les implants ayant résisté une tension dans le tendon patellaire supérieur à 1000 N dans la première partie de l'étude ont été testés cycliquement. En conséquence, seule la cage en titane, la mousse de titane et l'os synthétique de porosité 60% ont été testés. Douze tibiae ont été préparés pour tester quatre échantillons de chacun des trois matériaux. Seuls les tissus mous caudaux aux tibiae ont été disséqués pour pouvoir monter les tibiae dans la machine de test (Figure 2).

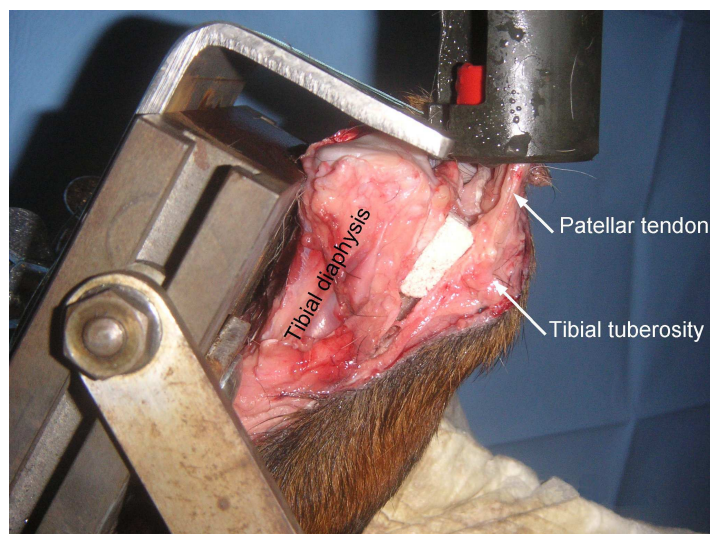


Figure 2 : tibia monté dans l'appareil de test en vue de l'étude cyclique. L'échantillon testé sur cette photographie est un coin d'os synthétique

La tension sur le tendon patellaire oscillait entre 50 et 500N à une fréquence de 4 Hz. Tout changement brutal de l'amplitude du montage était considéré comme un écrasement de l'implant.

Les quatre implants de chacun des trois groupes ont résistés aux 200 000 cycles prévus initialement pour l'étude.

Cette nouvelle modification de la MMT nous permet de réaliser l'avancement de la tubérosité tibiale aussi simplement qu'il est fait en humaine. Une ultime modification pourrait être de remplacer ce coin d'os synthétique par un greffon autologue d'os corticospongieux prélevé sur l'ilium ipsilatéral. Cependant, cette procédure augmenterait la morbidité au niveau du site donneur ainsi que le temps chirurgical sans ajouter de points positifs à la technique décrite ci-dessus. En effet, l'utilisation d'un coin en tantalum plutôt que d'un greffon autologue dans l'avancement de la tubérosité tibiale en médecine humaine a permis une diminution du temps chirurgical, des pertes sanguines ainsi que de la durée d'hospitalisation (Fernandez-Fairen *et al.*, 2011). Bien que non étudié pour la procédure de Maquet en particulier, le prélèvement de greffon osseux dans l'ilium a été associé avec un haut taux de morbidité (Palmer *et al.*, 2008 ; Pollock *et al.*, 2008).

5. Etude de la fiabilité de la méthode de la tangente commune et de la méthode conventionnelle pour mesurer l'angle du plateau tibial et l'avancement nécessaire chez les chiens atteints de rupture du ligament croisé crânial (article 5)

En travaillant sur la technique d'avancement de la tubérosité tibiale, il nous est apparu que certains aspects n'avaient pas été rigoureusement étudiés. L'un de ces aspects est la différence entre l'avancement efficace de la tubérosité tibiale et la taille de la cage mesurée préopérativement (Cf. article 6). Un des préalables à cette évaluation est la mesure du PTA. Deux techniques ont été décrites : la méthode de la tangente commune et la méthode dite « conventionnelle » (Dennler *et al.*, 2006). Bien que chaque technique ait ses défenseurs et ses détracteurs, aucune étude n'a été menée sur leur fiabilité et leur variabilité intra- et inter-opérateur.

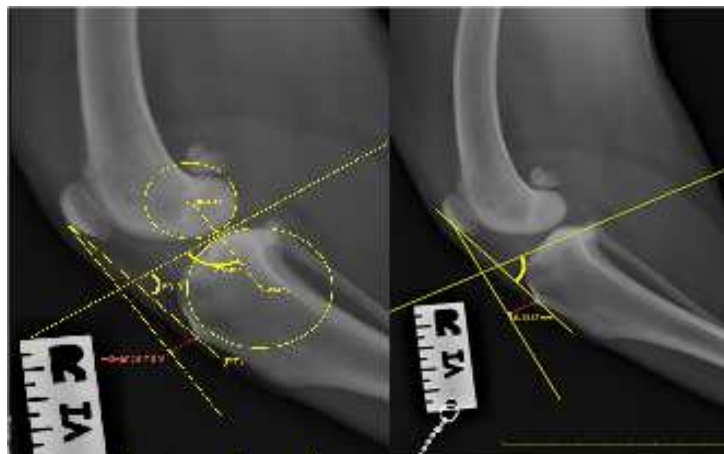


Figure 1. **A gauche:** Les repères utilisés pour la méthode de la tangente commune sont notés. Les cercles représentent les condyles fémoraux et tibiaux. Une droite est tracée entre les centres des deux cercles et la droite perpendiculaire à celle-ci définit la tangente commune. L'angle est ensuite calculé entre cette droite et l'axe du tendon patellaire. **A droite:** les repères utilisés pour la méthode conventionnelle sont représentés. La droite utilisée pour mesurer le PTA est la droite passant par l'insertion des ligaments croisés sur le tibia. Cette droite est l'axe du plateau tibial.

Sur 43 radiographies latérales de grassets atteints d'une RLCC, 6 opérateurs ont mesuré chacun 3 fois le PTA en utilisant successivement la méthode conventionnelle et la méthode des tangentes communes.

Pour chaque opérateur, la corrélation entre les deux méthodes était faible. Les mesures données par la méthode de la tangente commune, du PTA et de l'avancement requis, sont systématiquement inférieures à celles données par la méthode conventionnelle.

La variabilité intra-opérateur (tous opérateurs confondus) de la mesure du PTA est meilleure pour la méthode conventionnelle que pour la méthode de la tangente commune (coefficient de corrélation interclasse (ICC) de 0,75 contre 0,61 respectivement).

De même, la variabilité inter-opérateur (tous opérateurs confondus) de la mesure du PTA est meilleur pour la méthode conventionnelle (ICC=0,59) que pour la méthode de la tangente commune (ICC=0,33).

| Observers | Technique | N | PTA measurement (°) | | | | | Advancement (mm) | | | | |
|-----------|-----------|-----|---------------------|--------|--------|--------|-----------------------|------------------|--------|------|-------|-----------------------|
| | | | Mean | (SD) | Min | Max | ICC _{interT} | Mean | (SD) | Min | Max | ICC _{interT} |
| O1 | TP | 129 | 108.30 | (3.26) | 100.00 | 115.00 | 0.28 | 15.28 | (2.83) | 8.80 | 22.30 | 0.34 |
| | CT | 129 | 104.67 | (4.57) | 80.00 | 115.00 | | 12.26 | (2.81) | 5.20 | 18.60 | |
| O2 | TP | 129 | 108.53 | (3.28) | 101.00 | 117.00 | 0.19 | 15.63 | (3.15) | 9.80 | 23.80 | 0.32 |
| | CT | 129 | 103.73 | (4.23) | 91.00 | 112.00 | | 12.18 | (3.59) | 2.50 | 18.50 | |
| O3 | TP | 129 | 106.39 | (3.48) | 97.00 | 113 | 0.11 | 13.18 | (3.10) | 6.50 | 21.10 | 0.15 |
| | CT | 129 | 99.39 | (3.15) | 91.00 | 107.00 | | 7.75 | (2.48) | 1.80 | 14.50 | |
| O4 | TP | 129 | 106.96 | (3.18) | 99.00 | 114.00 | 0.25 | 14.87 | (3.22) | 7.80 | 22.20 | 0.39 |
| | CT | 129 | 103.49 | (2.81) | 96.00 | 110.00 | | 11.60 | (2.59) | 6.40 | 17.80 | |
| O5 | TP | 129 | 104.23 | (2.36) | 99.00 | 109.00 | 0.4 | 11.28 | (2.11) | 6.90 | 16.70 | 0.6 |
| | CT | 129 | 102.53 | (2.22) | 96.00 | 107.60 | | 10.16 | (1.84) | 5.30 | 13.40 | |
| O6 | TP | 129 | 107.71 | (3.79) | 98.00 | 116.00 | 0.17 | 14.96 | (3.66) | 5.20 | 23.00 | 0.35 |
| | CT | 129 | 103.48 | (3.36) | 93.00 | 110.00 | | 11.20 | (2.90) | 2.60 | 17.60 | |

Table 1 : Moyenne des PTA et des avancements obtenues par les 3 mesures de chaque opérateur. Pour chaque technique, les valeurs sont représentées par la moyenne, l'écart type, le minimum et le maximum. Le coefficient de corrélation interclasse est indiqué pour chaque opérateur. O : Opérateur ; ICC : Coefficient de Corrélation Interclasse ; TP : méthode conventionnelle ; CT : méthode des tangentes communes

6. Différence théorique entre la taille de la cage et l'avancement efficace de la tubérosité tibiale chez les chiens traités pour une rupture du ligament croisé crânial (article 6)

Les calculs préopératoires réalisés sur radiographies avant un avancement de la tubérosité tibiale servent à calculer l'avancement nécessaire pour obtenir, après la chirurgie, un angle tendon patellaire-plateau tibial (PTA) de 90°. Ces mesures sont faites avec un grasset en extension de 135° simulant le milieu de la phase d'appui du cycle de la marche. Si le PTA est inférieur à 90°, une poussée caudale est générée et s'il est supérieur la poussée est crâniale (Montavon *et al.*, 2002; Tepic *et al.*, 2002; Apelt *et al.*, 2007). Ramener le PTA à des valeurs supérieures à 90° pourrait compromettre le résultat de la chirurgie en laissant une poussée crâniale résiduelle (Apelt *et al.*, 2007).

Un transparent standard est utilisé pour calculer cet avancement. Cependant le plan de l'ostéotomie de la crête tibiale n'est pas perpendiculaire au plateau tibial comme le suggère ce transparent mais plutôt parallèle à l'axe du tibia. Ce détail entraîne une sous-estimation de l'avancement final (Figure 2).

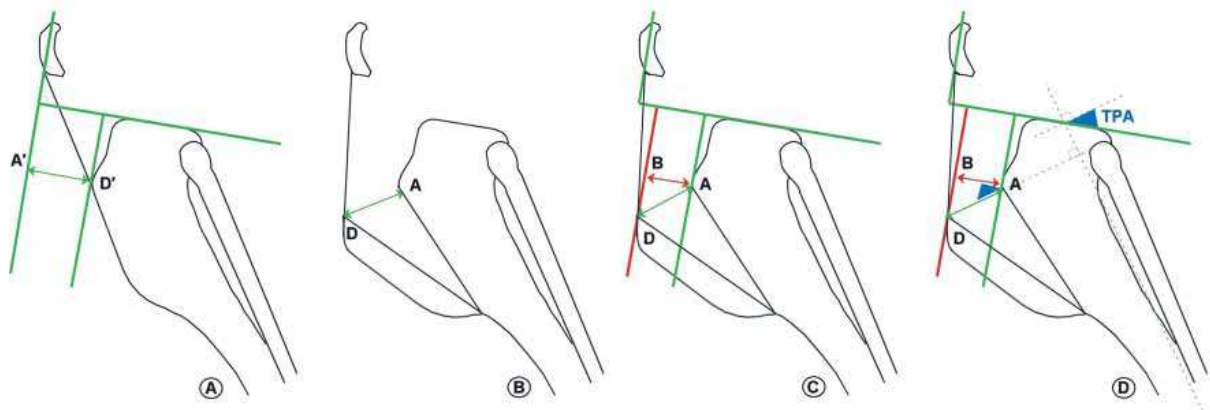


Figure 2. Avancement de la tubérosité tibiale

A) Pour obtenir un angle de 90° dans une direction parallèle au plateau tibial, un avancement de distance A'D' est requis. Cette distance est obtenue grâce au transparent standard. B) La tubérosité tibiale est avancée perpendiculairement au trait d'ostéotomie d'une distance AD correspondant à la taille de la cage insérée (avec A'D'=AD). C) Cependant l'ostéotomie n'est pas perpendiculaire au plateau tibial donc l'avancement le long d'un axe parallèle au plateau tibial (distance AB) est inférieur à AD. D) Basé sur un trait d'ostéotomie parallèle à l'axe du tibia, l'angle BAD dans le triangle rectangle BAD est le même que celui de l'angle du plateau tibial (TPA).

Ainsi, l'avancement effectif peut être calculé en fonction du TPA et de l'avancement désiré :

$$\text{Avancement réalisé} = \text{avancement désiré} \times \cos \text{TPA}$$

Dans le même ordre d'idée, il est possible de calculer le défaut d'avancement lié à l'utilisation des abaques actuels (Figure 3) et ainsi d'obtenir l'avancement nécessaire en fonction de l'avancement désiré et du TPA :

$$\text{Avancement nécessaire pour atteindre l'avancement désiré} = \text{avancement désiré} / \cos(\text{TPA})$$

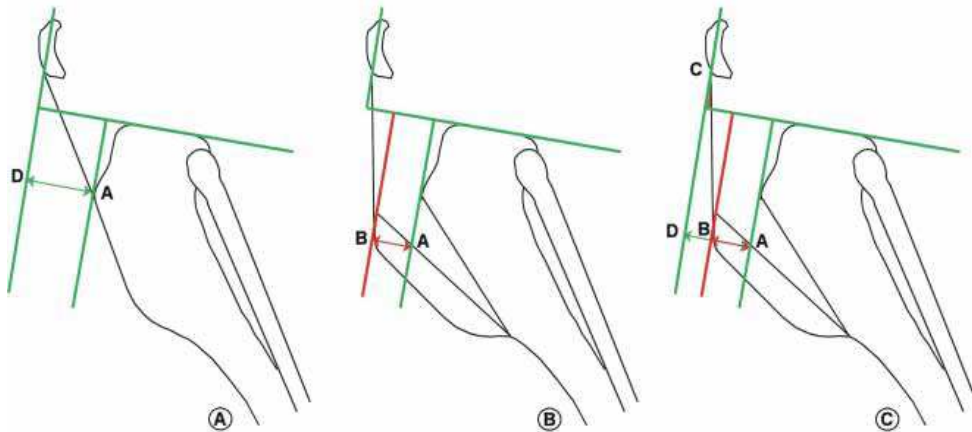


Figure 3. Calcul de l'erreur sur le PTA final.

A) Un avancement de la tubérosité tibiale de valeur AD dans une direction parallèle au plateau tibiale est nécessaire pour atteindre un PTA de 90°. B) l'avancement effectif AB est inférieur à AD. C) L'erreur entre le PTA et un angle idéal de 90° est l'angle DCB dans le triangle rectangle DCB. CB est la longueur du tendon patellaire (PTL) et DB la différence entre les avancements désiré et effectif de la tubérosité tibiale.

L'aboutissement de ces calculs est l'effet de la sous-estimation sur le PTA final qui peut être apprécié grâce à la figure 5.

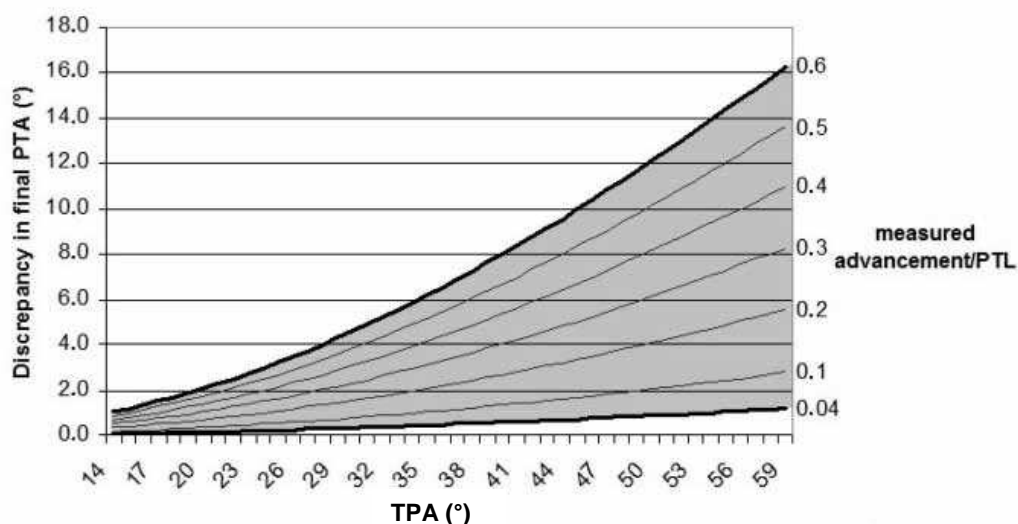


Figure 5. Erreur dans le PTA final en fonction du TPA, de l'avancement désiré et de la longueur du tendon patellaire. La valeur du ratio avancement désiré/PTL détermine quelle courbe utiliser sur le graphe. Ensuite l'erreur est lue en fonction du TPA.

DISCUSSION GENERALE,
CONCLUSIONS ET
PERSPECTIVES

Depuis la description de la stabilisation dynamique du grasset pour traiter la RLCC chez le chien il y a 25 ans, une dizaine d'ostéotomies différentes ont été décrites (Kim *et al.*, 2008). Parmi ces techniques, nombreuses sont anecdotiques et les plus couramment décrites sont la TPLO et la TTA, suivi de loin par la TTO. La TTA décrite chez le chien il y a 10 ans s'inspire de la procédure de Maquet décrite en médecine humaine en 1976. Bien que le but thérapeutique recherché par cette chirurgie chez l'homme n'a rien à voir avec une RLCC, l'objectif technique est le même, à savoir l'avancement de la tubérosité tibiale. Pourtant, si l'on compare le procédé opératoire, on s'aperçoit qu'aucun implant n'est utilisé chez l'homme quand pas moins de 7 implants de diverses natures sont utilisés chez le chien. Ces implants apportent une stabilité importante (excessive ?) de la crête tibiale après son ostéotomie. Cependant les exemples existent en médecine vétérinaire, notamment avec la technique de la TTO, où la crête reste stable sans adjonction d'une plaque et de vis et ce même après qu'elle soit avancée.

Le but de notre travail était donc de simplifier la TTA en tentant d'appliquer plus directement la procédure de Maquet au chien. Cette nouvelle procédure baptisée chez le chien technique de Maquet modifiée s'inscrit dans la tendance actuelle de chirurgie minimalement invasive.

La **première étude** nous a permis de confirmer notre première hypothèse, à savoir qu'il était possible d'avancer la crête tout en laissant intact sa partie de corticale la plus distale afin de créer une charnière osseuse. Cette charnière osseuse, malgré sa déformation lors de l'avancement de la tubérosité tibiale, s'est révélée être assez solide pour supporter des tensions que nous jugeons supérieures aux forces rencontrées *in vivo* dans le grasset d'un chien en convalescence. Avec la technique de la TTO sus-citée, la tubérosité tibiale ne nécessite aucun implant pour prévenir de son avulsion. Cependant l'avancement avec la TTO est minime et ne représente que 33% de la correction finale (Bruce *et al.*, 2007). Avec la TTA, l'avancement contribue à 100% de la correction nécessaire, d'où le fait que le stress au niveau de la charnière osseuse soit plus important. Pour cette raison, la propagation d'une fissure au bout de l'ostéotomie est plus probable que dans une TTO. En conséquent, les bons résultats cliniques montrés avec la TTO ne permettent pas de préjuger des résultats d'une MMT. Due à la faiblesse de la charnière osseuse ainsi qu'aux sérieuses complications décrites lors de sa fracture dans certains cas de TTO, les groupes 1 et 3 ont été testés avec l'addition d'un fil de cerclage. L'absence de différence significative entre les groupes 1 et 2 montre que lorsque la charnière osseuse n'est pas accidentellement cassée, l'addition d'un fil de cerclage

n'augmente en rien la résistance de la crête tibiale à l'avulsion. A l'opposé, les faibles valeurs obtenues avec le groupe 3 lorsque la charnière osseuse est cassée sont à la limite de l'acceptable pour supporter les forces in vivo. De ce fait, il est difficile de recommander l'utilisation d'un cerclage comme seul implant pour maintenir la crête lorsque la charnière osseuse est cassée. Néanmoins, cette étude ne tient pas compte de l'effet des tissus mous dans la mesure où les tibiae étaient complètement décharnés. Il est clair que l'effet de ces tissus mous est non négligeable. Ceci est démontré par les quelques cas de TTO avec une rupture de la charnière osseuse dans lesquels aucune avulsion de la crête n'est décelée et ce grâce aux seuls effets des tissus mous encore attachés à la crête. Il est donc fort probable que, bien que la charnière osseuse soit accidentellement cassée in vivo, aucune avulsion de la crête tibiale ne soit enregistrée avec la simple utilisation du fil de cerclage, secondé par les tissus mous laissés intacts.

Il est très compliqué de calculer la force réelle au niveau des articulations à partir de modèles biomécaniques. Un modèle biomécanique en 3 dimensions s'est intéressé au membre postérieur d'un chien au pas sur 3 pattes en milieu de foulée (Shahar et Banks-Sills, 2002). La somme des muscles quadriceps était approximativement de 95% du poids du corps. Dans notre étude, avec une moyenne de poids de 35kg, cela représente une force de 332 N. Bien que cette valeur soit inférieure aux forces soutenues par nos tibiae, cela représente des valeurs théoriques dans une situation particulière. Aucune étude n'a encore étudié la force dans le tendon patellaire du chien in vivo.

Cette étude présente certaines **limitations**. L'une d'elle est le faible nombre d'échantillons testés. Les données statistiques ont donc une faible puissance et doivent être interprétées prudemment. Par ailleurs, une simple force axiale monotonique ne représente pas ce qui se passe dans le grasset d'un chien vivant. Ceci fait abstraction des autres forces telle que la rotation par exemple et ne permet pas non plus de présager du devenir de la crête tibiale après une tension cyclique dans le tendon patellaire comme c'est le cas lors de la marche.

En conclusion, cette étude confirme notre hypothèse que la TTA peut être réalisée in vitro plus simplement qu'originellement décrite. Bien qu'il puisse être difficile in vivo d'évaluer l'intégrité de la charnière osseuse, nous recommandons de porter une attention particulière à ce point car nos données ne permettent pas de promouvoir la MMT lorsque la charnière osseuse est cassée et dans ce cas nous conseillons vivement de revenir à une technique de TTA traditionnelle.

La **seconde étude** nous a permis de confirmer *in vivo* les résultats encourageants démontrés *in vitro* dans la première étude. La récupération clinique, la cicatrisation osseuse et le faible nombre de complications majeures démontrent la faisabilité de la MMT chez le chien pour le traitement de la RLCC.

L'utilisation du fil de cerclage a été laissée à l'initiative du chirurgien. Notre précédente étude a montré qu'un fil de 1mm de diamètre semble être suffisant pour des chiens allant jusqu'à 38 kg (Etchepareborde *et al.*, 2010) cependant, en se basant sur une autre étude, nous recommandons d'adapter le diamètre du fil en fonction du poids du chien : 0,8 mm pour des chien de moins de 20 kg, 1 mm pour des chien de 20 à 30kg et 1,2 mm pour des chiens de plus de 30 kg (Wilson *et al.*, 1985).

La fracture de la crête tibiale reste le point le plus critique durant la réalisation de la MMT. La tubérosité tibiale doit être avancée très lentement afin d'éviter la fracture, sous peine de diminuer nettement la résistance du montage final (Etchepareborde *et al.*, 2010). Si la crête est accidentellement cassée, une conversion vers la TTA est conseillée. Pour cela il est important de prendre garde lors de l'ostéotomie de conserver une largeur de crête suffisante pour y apposer la plaque. Néanmoins, l'avantage de la MMT est de préserver le périoste couvrant la crête tibiale. En effet, plusieurs auteurs ont déjà rapporté que la crête tibiale ne s'était pas avulsée malgré la fracture des implants la maintenant (Lafaver *et al.*, 2007; Stein et Schmoekel, 2008; Voss *et al.*, 2008). Ceci démontre clairement l'importance du rôle des tissus mous dans la stabilisation de la crête et prône donc en faveur de la MMT qui est une technique minimalement invasive.

La MMT ne permet pas de déplacer la crête proximale comme certains auteurs le recommandent (Etchepareborde *et al.*, 2010). Le manque d'étude sur ce point après la procédure de Maquet en humaine ne nous permet pas de tirer des conclusions définitives quant à l'importance de ce phénomène (Nakamura *et al.*, 1985). Chez le chien, les effets d'un déplacement iatrogénique de la rotule sur son axe proximo-distal ne sont pas connus. Une étude a proposé une association entre la position de la rotule (haute ou basse) et la direction de la luxation de la rotule (médiale ou latérale) (Mostafa *et al.*, 2008). A notre connaissance, il n'y a pas de témoignage chez le chien des effets d'une rotule basse induite par l'avancement de la crête. De plus, ce déplacement proximal de la crête lors de la TTA n'est basé sur aucune étude et l'importance du déplacement n'a jamais fait l'objet d'un quelconque commentaire alors qu'il semble logique que cela dépende proportionnellement de l'avancée de la tubérosité tibiale.

Le temps de cicatrisation de la crête tibiale dans cette étude est de moins de sept semaines, comparable avec les temps de cicatrisation les plus faibles publiés pour la TTA. Ceci confirme notre impression clinique que dans certains cas, la cicatrisation semble se faire plus rapidement qu'avec la TTA. Ceci pourrait être dû à la dissection moins extensive de la MMT avec une préservation du périoste recouvrant la crête.

Les **limitations** de cette étude incluent le petit nombre d'animaux. Sa nature rétrospective diminue aussi la puissance des conclusions qui peuvent en être tirées. La principale limitation cependant est l'absence de mesure objective de la récupération telle qu'il est possible de le faire avec une plateforme de marche. Néanmoins les résultats sont encourageants et justifient pleinement de mener une étude prospective avec un plus grand nombre de cas.

La **troisième étude** est le fruit de notre expérience sur plus de 100 chiens opérés selon la technique de MMT et plus de 300 tibiae ostéotomisés ex vivo. En effet, il s'est avéré que la description initiale de notre trait d'ostéotomie, bien que très efficace en clinique, n'était pas optimal et ne permettait pas d'éviter certaines des complications comme il était supposé le faire. Cette étude a démontré que ce nouveau trait d'ostéotomie apporte une résistance supérieure de la crête tibiale. Son étude approfondie a permis de définir des modèles mathématiques qui le rende plus prévisible. Au-delà de ces modèles qui restent très théoriques, il nous est apparu que la tubérosité tibiale était plus facile à avancer et que l'avancement autorisé avant la rupture de la charnière osseuse était plus important qu'avec le trait de coupe précédemment décrit.

Pour le traitement de la RLCC, l'avancement de la tubérosité tibiale est principalement influencé par l'angle du plateau tibial et la taille du tibia (donc indirectement le poids de l'animal) et la méthode de mesure (Boudrieau, 2009; Bush *et al.*, 2011; Etchepareborde *et al.*, 2011b; Hoffmann *et al.*, 2011). L'avancement de 15 mm est facilement réalisable avec la TTA car la crête est complètement séparée du tibia. Cependant, avec la MMT, il faut faire attention à ne pas fracturer la charnière osseuse donc l'avancement tient à sa déformation élastique. Nous avons largement étudié l'avancement de 9 mm in vitro et cliniquement mais peu de données existent sur un avancement plus grand (Etchepareborde *et al.*, 2010; Etchepareborde *et al.*, 2011a).

En prime abord, nous avons décrit le forage d'un trou à la fin de l'ostéotomie pour prévenir la propagation d'une fracture (Maquet, 1976 ; Etchepareborde *et al.*, 2010). Notre expérience a montré que non seulement cela ne suffisait pas mais en plus créait une zone de faiblesse à travers laquelle la crête cassait. De plus, des études humaines sur la prothèse de la hanche ont montré que la technique du forage d'un trou à la fin d'une fissure pour éviter sa propagation était décevante (Incavo *et al.*, 1991). C'est pour cette raison que nous avons développé cette nouvelle ostéotomie, plus longue, légèrement incurvée sur la fin et sans trou distalement. Dans cette dernière étude nous avons volontairement choisi un seuil maximal d'avancement élevé pour mimer les cas cliniques nécessitant une correction importante. Les avantages de ce nouveau trait sont l'aisance et l'importance de l'avancée permise ainsi qu'une résistance à la traction supérieure à deux fois celle du poids du corps. Selon le modèle en trois dimensions du membre postérieur du chien marchant sur trois pattes, à 80% de la phase d'appui, la tension maximale dans le tendon patellaire est d'environ 95% le poids du corps (Shahar et Banks-Sills, 2004). La force dans le quadriceps d'un chien au trot est d'environ 75% du poids du

corps mais peut atteindre 200% (Balligand, unpublished data), d'où notre seuil pour définir la résistance acceptable de la crête.

Cette étude révèle les effets néfastes des erreurs techniques lors de la chirurgie qui affectent les propriétés biomécaniques de la charnière osseuse. Maintenir le plan d'ostéotomie dans le plan médiolatéral est essentiel pour éviter des fractures précoces de la crête tibiale. En effet, si ce n'est pas le cas, le placement de la cage qui entraîne un avancement de la crête dans un plan perpendiculaire à la partie proximale de l'ostéotomie, va engendrer des contraintes complexes au niveau de la charnière osseuse et par conséquent une rupture prématurée de la crête à ce niveau. De même, la création d'une partie plus étroite au niveau de la charnière, un isthme, peut précipiter la fracture de la crête en agissant comme un concentrateur de stress.

Dans le cas où la crête se fracturerait durant la chirurgie, la soudaine diminution de résistance devrait être facile à détecter. Dans ce cas, comme déjà discuté ci-dessus, la MMT doit être convertie en TTA.

En conclusion de ce troisième article, nous avons décrit un trait d'ostéotomie plus long ne se terminant plus par un trou. Les propriétés mécaniques associées avec cette nouvelle coupe paraissent satisfaisantes, avec un avancement moyen et une résistance moyenne à la fracture de la crête plus élevés que les valeurs nécessaires en pratique dans la majorité des cas. Notre première expérience clinique avec ce nouveau trait s'est montrée très encourageante avec un avancement facilité de la crête et aucune propagation de fissure avec un suivi jusqu'à 3 mois après la chirurgie

Dans cette **quatrième étude**, nous avons montré que des implants poreux utilisés pour maintenir la crête avancée ne nécessitent pas d'implants additionnels pour être stabilisés dans le trait d'ostéotomie. Pour autant que sa composition et sa porosité soient maîtrisées, un coin d'os synthétique peut résister aux forces rencontrées *in vivo*.

Le concept de métal poreux en médecine vétérinaire n'est pas nouveau et est utilisé depuis des dizaines d'années notamment dans le cadre des prothèses de hanches. Les avantages du coin en mousse de titane pour la MMT sont sa résistance à l'écrasement ainsi que son ostéoconductivité (Wazen *et al.*, 2010). Cependant son utilisation est décrite en association avec une broche pour éviter sa migration ainsi qu'un cerclage en 8, traumatiques pour les tissus autour de la charnière osseuse. Notre étude montre que ces implants additionnels ne sont pas utiles. Durant l'étude, la stabilité du coin ne tient qu'à la friction entre le métal poreux et l'os, phénomène déjà vérifié en humaine avec l'utilisation du tantalum dans le cadre de l'avancement de la tubérosité tibiale. De plus, cet effet de friction est renforcé par le développement des tissus dans les pores de l'implant durant la cicatrisation.

Malgré les avantages de ce matériau pour la MMT, l'implant idéal se doit d'être résorbable. Plusieurs matériaux résorbables sont connus mais très peu sont ostéoconductif et potentiellement ostéoinducteur. C'est cette raison qui nous a poussés à utiliser de l'os synthétique biphasique à la place du coin en mousse de titane. Les phosphates de calcium synthétiques sont utilisés depuis 20 ans en chirurgie humaine, principalement sous la forme de céramiques de phosphate tricalcique poreuses (TCP) ou d'hydroxyapatite dense (HAP) (Schwartz *et al.*, 1999; Galois *et al.*, 2002). Ces céramiques ont été largement étudiées sur des modèles animaux et se sont révélées non seulement biocompatibles mais aussi bioactives (Holmes *et al.*, 1986; Legeros *et al.*, 1988; Daculsi *et al.*, 1990; Kitsugi *et al.*, 1993; Johnson *et al.*, 1996).

Plus récemment, plusieurs études ont confirmé la suspicion clinique que les céramiques de phosphate de calcium ont des propriétés ostéoinductives (Huan *et al.*, 1998; Cheng *et al.*, 2010). La limite principale de ces matériaux est le défaut de résistance mécanique. Cependant, Bouler *et al.* ont découvert que la résistance mécanique des céramiques biphasiques dépend de la macroporosité (inversement proportionnelle à la résistance à la compression) et de la température de fusion (proportionnelle à la résistance) (Legeros *et al.*, 1988). Depuis lors, les résistances mécaniques du TCP et du HAP ont été largement étudiées et leurs compositions améliorées pour atteindre des propriétés compressives comparables à l'os humain (Schwartz *et al.*, 1999; Ishikawa *et al.*, 1995; Metsger *et al.*, 1999; Grimm *et al.*, 2001). Dans notre cas,

une porosité supérieure à 60% n'apporte pas une résistance suffisante pour un os synthétique composé de 60% d'HAP et de 40% de TCP. Une porosité de 60% permet de maintenir l'avancement de la tubérosité tibiale pour un nombre de cycles équivalents à celui de la convalescence in vivo chez le chien tant que la force dans le quadriceps est inférieure à 500N.

Ces résultats doivent être interprétés en tenant compte des **limitations** liées à notre étude. La force exercée par le quadriceps est inconnue chez le chien. Cette force varie avec le poids de l'animal, la vitesse de déplacement et les différents angles de flexion-extension durant la marche. Les modèles biomécaniques basés sur un modèle mathématique ont estimé cette force sur un chien se tenant debout sur 3 pattes et sur un chien à la marche lente, 50% et jusqu'à 95% respectivement (Shahar *et al.*, 2002; Shahar *et al.*, 2004). Avec ces valeurs, la force que nous avons utilisée dans notre test cyclique correspond à la force dans le quadriceps d'un chien de 50kg marchant lentement. Et bien que le test de compression ait révélé que le BSB était capable de résister à une tension sur le tendon patellaire de 1450N, sa résistance à la fatigue à des forces supérieures à 500N est inconnue et ne peut pas être extrapolée à partir de nos résultats. Ne sont pas non plus pris en compte dans notre étude les effets accidentels d'une course ou d'un saut durant la période de cicatrisation. Nous nous sommes limités à 200 000 cycles, ce qui correspond à 500 mètres de marche quatre fois par jour pendant 50 jours avec une foulée de 50 cm. A cause de la résorption du BSB la résistance du coin pourrait diminué durant cette période de cicatrisation bien qu'en humaine une augmentation de la résistance à la compression ait été mentionnée (Trecant *et al.*, 1994). Enfin, un nombre plus important d'échantillons testés aurait permis d'augmenter la puissance de nos résultats.

Dans notre **cinquième étude**, nous avons comparé les différentes méthodes de mesure du PTA ainsi que de l'avancement nécessaire mesuré préopérativement. Il en ressort que la technique la plus appropriée semble être la technique dite conventionnelle au dépend de la méthode de la tangente commune. Quelle que soit la technique, il est important de connaître les variabilités intra- et inter-opérateur afin de mieux apprécier les données publiées dans la littérature. Ces variabilités sont moindres avec la méthode conventionnelle.

Cette étude était un prérequis avant de réaliser rigoureusement la dernière étude au sujet de l'imprécision de la technique.

Dans notre **sixième et dernière étude**, des calculs trigonométriques ont permis de mettre en évidence et de quantifier la sous-estimation liée aux techniques de mesures préopératoires couramment utilisées. Nous avons démontré que le transparent utilisé pour mesurer l'avancement nécessaire amène à une sous-estimation. Le fait d'avancer la tubérosité tibiale dans une moindre mesure que l'idéal a pour conséquence d'aboutir à un angle PTA supérieur à 90° lorsque le grasset est en extension de 135° . Plus le TPA est important, plus la sous-estimation est sévère. Ceci pourrait expliquer pourquoi il a déjà été mentionné anecdotiquement que la TTA n'est pas idéale lorsque le TPA est supérieur à 30° . Il faut toutefois noter que la marge d'erreur acceptable autour de l'idéal de 90° pour le PTA final n'a jamais été étudiée. Hoffman et al. ont reporté un PTA final de $95,5^\circ$ avec un résultat clinique comparable à celui des autres études sur la TTA (Hoffmann *et al.*, 2006). Ces résultats suggèrent qu'une sous correction du PTA de l'ordre de 5° pourrait ne pas affecter le résultat clinique de manière significative. Cependant, un PTA suboptimal laisse, pour le moins en théorie, une instabilité qui pourrait expliquer pourquoi le taux de lésions méniscales postopératoires est si important après la TTA. Nos calculs montrent que lorsque le TPA est inférieur à 30° , l'erreur sur le PTA final ne dépasse jamais les 5° .

L'imprécision que nous décrivons dans cet article n'est pas la seule concernant la technique d'avancement de la tubérosité tibiale. Un autre point à considérer est la conformation de la tubérosité tibiale elle-même. Chez certains chiens, le tendon patellaire s'insère plus distalement que chez d'autres. Les recommandations actuelles sont de placer la cage en titane 2-3 mm en dessous de la partie la plus proximale de l'ostéotomie (Lafaver *et al.*, 2007). Ce faisant, dans les cas où le tendon patellaire s'insère bas sur la crête, la cage sera placée plus haut que la tubérosité tibiale. Cela signifie que l'avancement mesuré au niveau de

la tubérosité tibiale sera inférieur à celui désiré. Ce point est facilement corrigé en plaçant la cage au niveau de la tubérosité tibiale contrairement à ce qui est recommandé.

Une autre source d'imprécision est la variabilité des mesures préopératoires selon les opérateurs étudiée dans l'article 5.

Les résultats de cette étude mathématique doivent être pondérés en fonction de ses **limitations**. Les changements dans la biomécanique du grasset ne peuvent pas être réduits au simple fait de l'avancement de la tubérosité tibiale en fonction de l'angle du plateau tibial. D'autres paramètres doivent être pris en compte pour juger au mieux de l'efficacité de l'avancement de la tubérosité tibiale tels que l'alignement proximo-distal de la rotule, la translation du fémur par rapport au tibia, l'angle du tibia avec le sol, la conformation anatomique de chaque individu, la force musculaire et l'angle de flexion/extension lors de la marche.

De plus, ces calculs trigonométriques ne sont valides que si la tubérosité tibiale n'est pas déplacée proximale. En effet, lorsque la crête tibiale est translatée verticalement comme recommandé, ceci va dans une certaine mesure diminuer le PTA final. Cette translation est supposée compenser pour le déplacement distal de la rotule engendré par l'avancement de la crête tibiale. A notre connaissance, aucune étude n'a décrit les conséquences d'un tel déplacement de la rotule et la réelle nécessité de cette correction reste à prouver.

Les données présentées dans cette étude sont un prérequis à la quantification du déplacement vertical de la tubérosité tibiale lors de TTA. En effet, bien que ce déplacement soit décrit dans la technique originale, il n'a fait preuve d'aucune justification et aucune donnée objective sur sa distance n'existe.

Perspectives

Les résultats de ce travail, principalement biomécanique, sont des travaux préliminaires à l'élaboration d'une technique chirurgicale et laissent entrevoir, à ce titre, de nombreuses perspectives d'investigations futures.

L'étude clinique préliminaire était nécessaire pour légitimer notre technique et valider de manière concrète nos résultats *in vitro*. Mais maintenant une étude clinique beaucoup plus large est pleinement justifiée. D'une part, un plus grand nombre de cas permettra d'obtenir des résultats puissants. D'autre part, il est indispensable de prévoir dans cette étude un moyen objectif de quantifier la boiterie des chiens telle que l'utilisation d'une plateforme de marche. Les mesures permettront non seulement de certifier l'amélioration de la boiterie après la chirurgie mais aussi de comparer ces valeurs avec les études précédemment publiées sur les autres techniques de stabilisation dynamique. Ce n'est qu'une fois que nous confirmerons de manière objective que le rétablissement après la MMT est comparable à celui de la TTA que nous pourrons statuer que la MMT est une technique plus avantageuse que la TTA. En effet, les avantages théoriques de gain de temps chirurgical, diminution du nombre d'implants et dissection moins invasive de la MMT ne prendront toute leur valeur que si la récupération est au moins aussi bonne qu'avec la TTA ou la TPLO.

C'est notamment grâce à notre étude préliminaire que nous avons pu optimiser le trait de coupe initialement décrit. Il est donc fort probable qu'une étude avec le nouveau trait nous permettra de mettre à jour des complications et ainsi d'affiner encore les recommandations et les critères pour réaliser une MMT.

Les données mises à jour par notre dernière étude n'ont pas encore été mises en pratique. Grâce au développement du bloc en os synthétique, nous sommes à deux doigts de pouvoir réaliser un avancement de la tubérosité tibiale aussi simplement chez le chien qu'il n'est réalisé chez l'homme. Nous savons que le bloc résistera aux forces rencontrées *in vivo*, reste à montrer cliniquement sa stabilité uniquement liée à la friction de l'interface os – implant poreux. Cet implant résorbable permettrait d'éviter tout risque d'infection à long terme ou la nécessité d'un éventuel retrait d'implant. Peu d'implants pourraient lui être supérieurs, c'est à dire apporter tenue mécanique le temps de la cicatrisation osseuse, capacité à se résorber et pouvoir d'ostéoconduction voir d'ostéoinduction.

BIBLIOGRAPHIE

ABEL S.B., HAMMER D.L., SHOTT S. Use of the proximal portion of the tibia for measurement of the tibial plateau angle in dogs. *Am. J. Vet. Res.*, 2003, **64**, 1117-23.

ADAMS P., BOLUS R., MIDDLETON S., MOORES A.P., GRIERSON J. Influence of signalment on developing cranial cruciate rupture in dogs in the UK. *J. Small Anim. Pract.*, 2011, **52**, 347-352.

AGOSTINHO F.S., RAHAL S.C., MIQUELETO N.S.M.L., VERDUGO M.R., INAMASSU L.R., EL-WARRAK A.O. Kinematic analysis of Labrador retrievers and Rottweilers trotting on a treadmill. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **3**, 185-191.

ALM A., STROMBERG B. Vascular anatomy of the patellar and cruciate ligaments. A microangiographic and histologic investigation in the dog. *Acta Chir. Scand.*, 1974, **445**, 25-35.

ANDERSON A.F., SNYDER R.B., LIPSCOMB A.B. Anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study of three surgical methods. *Am. J. Sports Med.*, 2001, **29**, 272-279.

APELT D., KOWALESKI M. P., BOUDRIEU R. J. Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an in vitro experimental study. *Vet. Surg.*, **36**, 2007, 170-177.

APELT D., POZZI A., MARCELLIN-LITTLE D.J., KOWALESKI M.P. Effect of cranial tibial closing wedge angle on tibial subluxation: an ex vivo study. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 454-459.

ARAGON C.L., BUDSBERG S.C. Applications of evidence-based medicine: cranial cruciate ligament injury repair in the dog. *Vet. Surg.*, 2005, **34**: 93-98.

ARCAND M.A., RHALMI S., RIVARD C.H. Quantification of mechanoreceptors in the canine anterior cruciate ligament. *Int. Orthop.*, 2000, **24**, 272-275.

ARENDETT E.A., AGEL J., DICK R. Anterior cruciate Ligament injury patterns among collegiate men and women. *J. Athl. Train.*, 1999, **34**, 86-92.

ARENDETT E.A., DICK R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *Am. J. Sports Med.*, 1995, **23**, 694-701.

ARINZEH T.L., TRAN T., MCALARY J., DACULSI G.A. Comparative study of biphasic calcium phosphate ceramics for human mesenchymal stem-cell-induced bone formation. *Biomaterials*, 2005, **26**, 3631-3638.

ARNAULT F., CAUVIN E., VIGUIER E., KRAFT E., SONET J., CAROZZO C. Diagnostic value of ultrasonography to assess stifle lesions in dogs after cranial cruciate ligament rupture: 13 cases. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2009, **6**, 479-485.

ARNOCZKY S.P., MARSHALL J.L. The cruciate ligaments of the canine stifle: an anatomical and functional analysis. *Am. J. Vet. Res.*, 1977, **38**, 1807-1814.

ARNOCZKY S.P., TARVIN G.B., MARSHALL J.L., SALTZMAN B. The over-the-top procedure: a technique for anterior cruciate ligament substitution in the dog. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 1979, **15**, 283.

ARNOCZKY S.P., WARREN R.F. The microvasculature of the meniscus and its response to injury: an experimental study in the dog. *Am. J. Sports Med.*, 1983, **11**, 131-141.

ARNOCZKY S.P. Pathomechanics of cruciate ligament and meniscal injuries. In: *Disease Mechanisms in Small Animal Surgery* (M. J. Bojrab, ed.). Lea & Febiger :Philadelphia, 1993, 764-776.

ATKINSON H.D., BAILEY C.A., ANAND S., JOHAL P., OAKESHOTT R.D. Tibial tubercle advancement osteotomy with bone allograft for patellofemoral arthritis: a retrospective cohort study of 50 knees. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 2012, **132**, 437-445.

AU K.K., GORDON-EVANS W.J., DUNNING D., O'DELL-ANDERSON K.J., KNAP K.E., GRIFFON D., JOHNSON A.L. Comparison of short- and long-term function and radiographic osteoarthritis in dogs after postoperative physical rehabilitation and tibial plateau leveling osteotomy or lateral fabellar suture stabilization. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 173-180.

AUSTIN K.S., SHERMAN O.H. Complications of arthroscopic meniscal repair. *Am. J. Sports Med.*, 1993, **21**, 864-868.

AUSTIN B., MONTGOMERY R.D., WRIGHT J., BELLAH J.R., TONKS C. Evaluation of three approaches to meniscal release. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2007, **2**, 92-97.

BAKER B.E., PECKHAM A.C., PUPPARO F., SANBORN J.C. Review of meniscal injury and associated sport. *Am. J. Sports Med.*, 1985, **13**, 1-4.

BALTACI G., HARPUT G., HAKSEVER B., ULUSOY B., OZER H. Comparison between Nintendo Wii Fit and conventional rehabilitation on functional performance outcomes after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: prospective, randomized, controlled, double-blind clinical trial. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2013, **21**, 880-887.

BARBER B.R., McNALLY E.G. Meniscal injuries and imaging the postoperative meniscus. *Radiol. Clin. N. Am.*, 2013, **51**, 371-391.

BARONI E., MATTHIAS R.R., MARCELLIN-LITTLE D.J., VEZZONI A., STEBBINS M.E. Comparison of radiographic assessments of the tibial plateau slope in dogs. *Am. J. Vet. Res.*, 2003, **64**, 586-589.

BARRETT E., BARR F., OWEN M., BRADLEY K. A retrospective study of the MRI findings in 18 dogs with stifle injuries. *J. Small Anim. Pract.*, 2009, **50**, 448-455.

BARTEL L.B., DWIGHT T.D., KEAVENY T.M. Material properties of cortical bone. In: Orthopaedic Biomechanics: mechanics and design in musculoskeletal systems. Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall. 2006, 82-90.

BEAUFILS P. Meniscal lesions. *Rev. Prat.*, 1998, **48**, 1773-1779.

BENNETT D., MAY C. Meniscal damage associated with cruciate disease in the dog. *J. Small Anim. Pract.*, 1991, **32**, 111-117.

BERTRAM J.E., LEE D.V., CASE H.N., TODHUNTER R.J. Comparison of the trotting gaits of Labrador retrievers and Greyhounds. *Am. J. Vet. Res.*, 2000, **61**, 832-838.

BEYNNON B.D., JOHNSON R.J., ABATE J.A., FLEMING B.C., NICHOLS C.E. Treatment of Anterior cruciate ligament injuries, Part I. *Am. J. Sports Med.*, 2005, **33**, 1579-1602.

BEYNNON B.D., JOHNSON R.J., ABATE J.A., FLEMING B.C., NICHOLS C.E. Treatment of Anterior cruciate ligament injuries, Part II. *Am. J. Sports Med.*, 2005b, **33**, 1751-1767.

BIEDERT R.M., STAUFFER E., FRIEDERICH N.F. Occurrence of free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. A histologic investigation. *Am. J. Sports Med.*, 1992, **20**, 430-433.

BISGARD S.K., BARNHART M.D., SHIROMA J.T., KENNEDY S.C., SCHERTEL E.R. The effect of cancellous autograft and novel plate design on radiographic healing and postoperative complications in tibial tuberosity advancement for cranial cruciate-deficient canine stifles. *Vet. Surg.*, 2011, **40**, 402-407.

BLACK J. Practical aspects of material deformation. In: Orthopaedic Biomaterials in research and practice. Livingstone C: New York, 1988, 48.

BLEEDORN J.A., GREUEL E.N., MANLEY P.A., SCAHEFER S.L., MARKEL M.D., HOLZMAN G., MUIR P. Synovitis in dogs with stable stifle joints and incipient cranial cruciate ligament rupture: a cross-sectional study. *Vet. Surg.*, 2011, **40**, 531-543.

BOTTCHER P., WINKELS P., OECHTERING G. A novel pin distraction device for arthroscopic assessment of the medial meniscus in dogs. *Vet. Surg.*, 2009, **38**, 595-600.

BOTTCHER P., BRUHSCHWEIN A., WINKELS ., WERNER H., LUDEWIG E., GREVEL V., OECHTERING G. Value of low-field magnetic resonance imaging in diagnosing meniscal tears in the canine stifle: a prospective study evaluating sensitivity and specificity in naturally occurring cranial cruciate ligament deficiency with arthroscopy as the gold standard. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 296-305.

BOUDRIEAU R.J. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement? *Vet. Surg.*, 2009, **38**, 1-22.

BRADLEY J., FITZPATRICK D., DANIEL D., SHERCLIFF T., O'CONNOR J. Orientation of the cruciate ligament in the sagittal plane: a method of predicting its length-change with flexion. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1988, **70**, 94-99.

BRESHEARS L.A., COOK J.L., STOKER A.M., DEREK B. F. Detection and evaluation of matrix metalloproteinases involved in cruciate ligament disease in dogs using multiplex bead technology. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 306-314.

BRESHEARS L.A., COOK J.L., STOKER A.M., DEREK B. F., LUTHER J.K. the effect of uniaxial cyclic tensile load on gene expression in canine cranial cruciate ligamentocytes. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 433-443.

BRIGGS K.K. The canine meniscus: injury and treatment. *Compend. Contin. Educ. Pract. Vet.*, 2004, **26**, 687-696.

BRINKER W.O., PIERMATTEI D., FLO G.L. Fractures and Orthopedic Conditions of the Hindlimb. In: Brinker W.O., Handbook of small animal orthopaedics and fracture repair. 3rd edn. W.B. Saunders: Philadelphia, 1997, 582-607.

BROCKSTEDT H., KASSEM M., ERIKSEN E.F. Age- and sex-related changes in iliac cortical bone mass and remodeling. *Bone*, 1993, **14**, 681-91.

BRUCE W.J., ROSE A., TUKE J., ROBINS G.M. Evaluation of the triple tibial osteotomy. A new technique for the management of the canine cruciate-deficient stifle. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2007, **20**, 159-168.

BUDSBERG S.C., BERGH M.S., REYNOLDS L.R., STREPPA H.K. Evaluation of pentosan polysulfate sodium in the postoperative recovery from cranial cruciate injury in dogs: a reandomized, placebo-controlled clinical trial. *Vet. Surg.*, 2007, **36**, 234-244.

BURGESS R., ELDER S., McLAUGHLIN R., CONSTABLE P. In vitro biomechanical evaluation and comparison of figerwire, fibertape, orthofiber and nylon leader line for potential use during extraarticular stabilization of canine cruciate deficient stifle. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 208-215.

BURNS C.G., BOUDRIEAU R.J. Modified tibial tuberosity advancement procedure with tuberosity advancement in excess of 12 mm in four large breed dogs with cranial cruciate ligament-deficient joints. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008, **21**, 250-255.

BUSH M. A., BOWLT K., GINES J. A., OWEN M. R. Effect of use of different landmark methods on determining stifle angle and on calculated tibial tuberosity advancement. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **24**, 205-210.

BUOTE N., FUSCO J., RADASCH R. Age, tibial plateau angle, sex, and weight as risk factors for contralateral rupture of the cranial cruciate ligament in Labradors. *Vet. Surg.*, 2009, **38**, 481-489.

BUTLER D.L., HULSE D.A., KAY M.D., GROOD E.S., SHIRES P.K., D'AMBRIOSIA R., SHOJI H. Biomechanics of cranial cruciate ligament reconstruction in the dog-2: mechanical properties. *Vet. Surg.*, 1983, **12**, 113-118.

BUTLER J.R., SYRCLE J.A., MCLAUGHLIN R.M., ELDER S.H. The effect of tibial tuberosity advancement and meniscal release on kinematics of the cranial cruciate ligament-deficient stifle during early, middle, and late stance. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **24**, 342-349.

BYLSKI-AUSTROW D.I., GROOD E.S., HEFZY M.S., HOLDEN J.P., BUTLER D.L. Anterior cruciate ligament replacements: a mechanical study of femoral attachment location, flexion angle at tensioning and initial tension. *J. Orthop. Res.*, 1990, **8**, 522-531.

CABAUD H.E., RODKEY W.G., FITZWATER J.E. Medial meniscus repairs an experimental and morphologic study. *Am. J. Sports Med.*, 1981, **9**, 129-134.

CABRERA S.Y., OWEN T.J., MUELLER M.G., KASS P.H. Comparison of tibial plateau angles in dogs with unilateral versus bilateral cranial cruciate ligament rupture: 150 cases. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2008, **232**, 889-892.

CANAPP S.O., CAMPANA D., KUNTZ N., CANAPP D., GROSS S.A. Current applications in canine orthopedic devices: prosthetics, orthotics, braces, and support systems, ACVS Small Animal Proceedings Symposium 2008, 463-465.

CAROBBI B., NESS G. Preliminary study evaluating test used to diagnose canine cranial cruciate ligament failure. *J. Small Anim. Pract.*, 2009, **50**, 224-226.

CAREY K., AIKEN S.W., DIRESTA G.R., HERR L.G., MONETTE S. Radiographic and clinical changes of the patellar tendon after tibial plateau leveling osteotomy 94 cases (2000-2003). *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2005, **18**, 235-242.

CARLIN I. Rupture des ligamentum cruciatum anterius im Kniegelenk beim hund. *Arch f. Wissenench u. Prakt Tierheilk*, 1926, **54**, 420.

CASE J.B., HULSE D., KERWIN S.C., PEYCKE L.E. Meniscal injury following initial cranial cruciate ligament stabilization surgery in 26 dogs (29 stifles). *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008, **4**, 365-367.

CATALOGUE ORTHOMED. OrthoFoam MMP Wedge for canine cruciate disease. 2011.

CAYLOR K.B., ZUMPARO C.A., EVANS L.M., MOORE R.W. Intra- and interobserver measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 2001, **37**, 263-268.

CHENG C., YAO N., LIU H., Surgery simulation analysis of anterior advancement of the tibial tuberosity. *Clin. Biomechanics*, 1995, **10**, 115-121.

CHENG L., YE F., YANG R., LU X., SHI Y., LI L., FAN H., BU H. Osteoinduction of hydroxyapatite/beta-tricalcium phosphate bioceramics in mice with a fractured fibula. *Acta Biomater.*, 2010, **6**, 1569-1574.

CHILDER H.E. New methods for cruciate ligament repair: II. Repair by suture technique. *Mod. Vet. Pract.*, 1966, **47**, 59-65.

CIMINO F., VOLKS B.S., SETTER D. Anterior cruciate ligament injury: diagnosis, management, and prevention. *Am. Fam. Physician.*, 2010, **82**, 917-922.

CLEMENTS D.N., KENNEDY L.J., SHORT A.D., BARNES A., FERGUSON J., OLLIER W.E.R. Risk of canine cranial cruciate ligament rupture is not associated with the major histocompatibility complex. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2001, **4**, 262-265.

COHEN Z.A., HENRY J.H., MCCARTHY D.M., MOW V.C., ATESHIAN G.A. Computer Simulations of Patellofemoral Joint Surgery Patient-Specific Models for Tuberosity Transfer. *Am. J. Sports Med.*, 2003, **31**, 87-98.

CONZEMIUS M.G., EVANS R.B., BESANCON M., GORDON W. J., HORSTMAN C. L., HOEFLE W. D., NIEVES M. A., WAGNER S.D. Effect of surgical technique on limb function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2005, **226**, 232-236.

COMERFORD E.J., INNES J.F., TARLTON J.F., BAILEY A.J. Investigation of the composition, turnover, and thermal properties of ruptured cranial cruciate ligaments of dogs. *Am. J. Vet. Res.*, 2004, **65**, 1136-1141.

COMERFORD E.J., TARLTON J.F., INNES J.F., JOHNSON K.A., AMIS A.A., BAILEY A.J. Metabolism and composition of the canine anterior cruciate ligament relate to differences in knee joint mechanics and predisposition to ligament rupture. *J. Orthop. Res.*, 2005, **23**, 61-66.

COMERFORD E.J., SMITH K., HAYASHI K. Update on the aetiopathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **2**, 91-98.

COOK J.L. Cranial cruciate ligament disease in dogs: biology versus biomechanics. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 270-277.

COOK J.L., LUTHER J.K., BEETEM J., KARNES J., COOK C.R. Clinical comparison of a novel extracapsular stabilization procedure and tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 315-323.

COX J.S., NYE C.E., SCHAEFER W.W., WOODSTEIN I.J. The degenerative effects of partial and total resection of the medial meniscus in dogs' knee. *Clin. Orthop.*, 1975, **109**, 178-183.

CROVACE A., LACITIGNOLA L., MIOLO A. Surgery plus chondroprotection for canine cranial cruciate ligament (CCL) rupture: a proton-NMR study. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2006, **4**, 239-245.

CURTIS R.J., DELEE J.C., DREZ D.J. Jr., Reconstruction of the anterior cruciate ligament with freeze dried fascia lata allografts in dogs. A preliminary report. *Am. J. Sports Med.*, 1985, **13**, 408-414.

DACULSI G., PASSUTI N., MARTIN S., DEUDON C., LEGEROS R.Z., RAHER S. Macroporous calcium phosphate ceramic for long bone surgery in humans and dogs. Clinical and histological study. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1990, **24**, 379-396.

DE ANGELIS M.P., LAU R.E. A lateral retinacular imbrication technique for the surgical correction of anterior cruciate ligament rupture in the dog. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1970, **157**, 79-81.

DECAMP C.E., SOUTAS-LITTLE R.W., HAUPTMAN J., OLIVIER B., BRADEN T., WALTON A. Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds. *Am. J. Vet. Res.*, 1993, **54**, 627-634.

DECAMP C.E., RIGGS C.M., OLIVIER N.B., HAUPTMAN J.G., HOTTINGER H.A., SOUTAS-LITTLE R.W. Kinematic evaluation of gait in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Am. J. Vet. Res.*, 1996, **57**, 120-126.

DEHAVEN K.E., SEBASTIANELLI W.J. Open meniscus repair. Indications, technique, and results. *Clin. Sports Med.*, 1990, **9**, 577-587.

DELAY B.S., SMOLINSKI R.J., WIND W.M., BOWMAN D.S. Current practices and opinions in ACL reconstruction and rehabilitation: results of a survey of the American Orthopaedic Society for Sports Medicine. *Am. J. Knee Surg.*, 2001, **14**, 85-91.

DELINCE P., GHAFIL D. Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2012, **20**, 48-61.

DELINCE P., GHAFIL D. Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2013, **21**, 1706-1707.

DENNLER R., KIPFER N.M., TEPIC S., HASSIG M., MONTAVON P.M. Inclination of the patellar ligament in relation to flexion angle in stifle joints of dogs without degenerative joint disease. *Am. J. Vet. Res.*, 2006, **67**, 1849-1854.

DENNY H.R., GOODSHIP A.E. Replacement of the anterior cruciate ligament with carbon fibre in the dog. *J. Small Anim. Pract.*, 1980, **21**, 279-286.

DEROOSTER H., DEBRUIN T., VANBREE H. Morphologic and functional features of the canine cruciate ligament. *Vet. Surg.*, 2006, **35**, 769-780.

DIENST M., BURKS R.T., GREIS P.E. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop. Clin. N. Am.*, 2002, **33**, 605-620.

DISMUKES D.I., TOMLINSON J.L., FOX D.B., COOK J.L., EDDIE SONG K.J. Radiographic measurement of the proximal and distal mechanical joint angles in the canine tibia. *Vet. Surg.*, 2007, **36**, 699-704.

DOVERSPIKE M., VASSEUR P.B., HARB M.F., WALLS C.M. Contralateral cranial cruciate ligament rupture: incidence in 114 dogs. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 1993, **29**, 167-170.

DROZOS G.I., POZO J.L. The causes and mechanisms of meniscal injuries in the sporting and non sporting environment in an unselected population. *Knee*, 2004, **11**, 143-149.

DRYGAS K.A., POZZI A., GORING R.L., HORODYSKI M., LEWIS D.D. Effect of tibial plateau leveling osteotomy on patellar tendon angle: a radiographic cadaveric study. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 418-424.

DUERR F.M., DUNCAN C.G., SAVICKY R.S., PARK R.D., EGGER E.L., PALMER R.H. Risk factors for excessive tibial plateau angle in large-breed dogs with cranial cruciate ligament disease. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2007, **231**, 1688-1691.

DUERR F.M., DUNCAN C.G., SAVICKY R.S., PARK R.D., EGGER E.L., PALMER R.H. Comparison of surgical treatment options for cranial cruciate ligament disease in large-breed dogs with excessive tibial plateau angle. *Vet. Surg.*, 2008, **37**, 49-62.

DULISCH M.L. Suture reaction following extra-articular stifle stabilization in the dog. Part 1: a retrospective study of 161 stifles. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 1981a, **17**, 569-571.

DULISCH M.L. Suture reaction following extra-articular stabilization in the dog. Part II: a prospective study of 66 stifles. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 1981b, **17**, 572-574.

DURANT A.M., MILLIS D.L., HEADRICK J.F. Kinematics of stair ascent versus trotting in healthy dogs; *Proceedings of the 35th Annual Conference of the Veterinary orthopedic Society*, March 8th-15th, Big Sky, Montana, USA, 2008, 20.

DUVAL J.M., BUDSBERG S.C., FLO G.L., SAMMARCO J.L. Breed, sex, and body weight as risk factors for rupture of the cranial cruciate ligament in young dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1999, **215**, 811-814.

DYMOND N.L., GOLDSMID S.E., SIMPSON D.J. Tibial tuberosity advancement in 92 canine stifles: initial results, clinical outcome and owner evaluation. *Aust. Vet. J.*, 2010, **88**, 381-385.

EGGLI P.S., MULLER W., SCHENK R.K. Porous hydroxyapatite and tricalcium phosphate cylinders with two different pore size ranges implanted in the cancellous bone of rabbits. A comparative histomorphometric and histologic study of bony ingrowth and implant substitution. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1988, **232**, 127-138.

ELATTAR M., DHOLLANDER A., VERDONK R., ALMQVIST K.F., VERDONK P. Twenty-six years of meniscal allograft transplantation: is it still experimental? A meta-analysis of 44 trials. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2011, **19**, 147-157.

ENGEBRESTEN L., SVENNINGSSEN S., BENUM P. Advancement of the tibial tuberosity for patellar pain: a 5-year follow-up study. *Acta Orthop. Scand.*, 1989, **60**, 20-22.

ENGEBRESTEN L., LEW W.D., LEWIS J.L., HUNTER R.E., BENUM P. Anterolateral rotatory instability of the knee: cadaver study of extraarticular patellar-tendon transposition. *Acta Orthop. Scand.*, 1990, **61**, 225-230.

ERNE J.B., GORING R.L., KENNEDY F.A., SCHOENBORN W.C. Prevalence of lymphoplasmacytic synovitis in dogs with naturally occurring cranial cruciate ligament rupture. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2009, **235**, 386-390.

ETCHEPAREBORDE S., BARTHELEMY N., MILLS J., BALLIGAND M. Mechanical testing of a modified stabilisation method for tibial tuberosity advancement. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2010, **23**, 400-405.

ETCHEPAREBORDE S., BRUNEL L., BOLLEN G., BALLIGAND M. Preliminary experience of a modified Maquet technique for repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011a, **24**, 223-227.

ETCHEPAREBORDE S., MILLS J., BUSONI V., BRUNEL L., BALLIGAND M. Theoretical discrepancy between cage size and efficient tibial tuberosity advancement in dogs treated for cranial cruciate ligament rupture. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011b, **24**, 27-31.

EVANS H. E. The skeleton. In: Evans H.E., Miller's Anatomy of the Dog. Saunders: Philadelphia, 1993, 122-218.

FAIR J. Tibial tubercle osteotomy. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1982, **64**, 766-771.

FELLER J.A., WEBSTER K.E. A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.*, 2003, **31**, 564-573.

FERGUSON Jr. A.B., Elevation of the insertion of the patellar ligament for patellofemoral pain. *J. Bone Joint Surg.*, 1982, **64**, 766-77.

FERNANDEZ-FAIREN M., QUERALES V., JAKOWLEW A., MURCIA A., BALLESTER J. Tantalum is a good bone graft substitute in tibial tubercle advancement. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2010, **468**, 1284-1295.

FERRANDEZ L., USABIAGA J., YUBERO J., SAGARRA J., NO L. An experimental study of the redistribution of patellofemoral pressures by the anterior displacement of the anterior tuberosity of the tibia. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1986, **238**, 183-189.

FETTIG A.A., RAND W.M., SATO A.F., SOLANO M., MCCARTHY R.J., BOUDRIEU R.J. Observer variability of tibial plateau slope measurement in 40 dogs with cranial cruciate ligament-deficient stifle joints. *Vet. Surg.*, 2003, **32**, 471-478.

- FINK C., HOSER C., BENEDETTO K.P. Development of arthrosis after rupture of the anterior cruciate ligament: a comparison of surgical and conservative therapy. *Unfallchirurg.*, 1994, **97**, 357-361.
- FISCHER C., CHERRES M., GREVEL V., OECHTERING G., BOTTCHEP P. Effects of attachment sites and joint angle at the time of lateral suture fixation on tension in the suture for stabilization of the cranial cruciate ligament deficient stifle in dogs. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 334-342.
- FITCH R.B., MONTGOMERY J.L., MILTON P.D., GARRETT S. KINCAID A., WRIGHT J.C., TERRY G.C. The intercondylar fossa of the normal canine stifle: an anatomic and radiographic study. *Vet. Surg.*, 1995, **24**, 148-155.
- FITHIAN D.C., PAXTON L.W., GOLTZ D.H. Fate of the anterior cruciate ligament-injured knee. *Orthop. Clin. North Am.*, 2003, **33**, 621-636.
- FITZPATRICK N., SOLANO M.A. Predictive Variables for Complications after TPLO with Stifle Inspection by Arthrotomy in 1000 Consecutive Dogs. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 460-474.
- FLO G.L. Modification of the lateral retinacular imbrication technique for stabilizing cruciate ligament injuries. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 1975, **11**, 570.
- FLO G.L. Meniscal injuries. *Vet. Clin. North. Am. Small Anim. Pract.* 1993, **23**, 831-843.
- FRANK C.B., JACKSON D.W. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg.*, 1997, **79A**, 1556-1576.
- FRANKLIN S.P., GILLEY R.S., PALMER R.H. Meniscal injury in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Comp. Contin. Educ. Vet.*, 2010, **October**, E1-E10.
- FROBELL R.B., ROOS E.M., ROOS H.P., RANSTAM J., LOHMANDER L.S. A randomized trial of treatment for acute anterior cruciate ligament tears. *N. Engl. J. Med.*, 2010, **363**, 331-342.
- FU F.H., KARLSSON J. A long journey to be anatomic. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2010, **18**, 1151-1153.
- FUJITA Y., HARA Y., NEZU Y., SCHULZ K.S. TAGAWA M. Proinflammatory cytokine activities, matrix metalloproteinase-3 activity, and sulfated glycosaminoglycan content in synovial fluid of dogs with naturally acquired cranial cruciate ligament rupture. *Vet. Surg.*, 2006, **35**, 369-376.
- FULKERSON J.P. Anteromedialization of the tibial tuberosity for patellofemoral malalignment. *Clin. Orthop.*, 1983, **117**, 176-183.
- FULKERSON J.P., BECKER G.J., MEANEY J.A., MIRANDA M., FOLCIK M.A. Anteromedial tibial tubercle transfer without bone graft. *Am. J. Sports Med.*, 1989, **18**, 490-497.

FURIA J.P., LINTNER D.M., SAIZ P., KOHL H.W., NOBLE P. Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed. *Am. J. Sports Med.*, 1997, **25**, 346–352.

GABRIEL M.T., WONG E.K., WOO S.L., YAGI M., DEBSKI R.E. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J. Orthop. Res.*, 2004, **22**, 85–89.

GALOIS L., MAINARD D., DELAGOUTTE J.P. Beta-tricalcium phosphate ceramic as a bone substitute in orthopaedic surgery. *Int. Orthop.*, 2002, **26**, 109-115.

GARNER B.C., KUROKI K., STOKER A.M., COOK C.R., COOK J.L. Expression of proteins in serum, synovial fluid, synovial membrane, and articular cartilage samples obtained from dogs with stifle joint osteoarthritis secondary to cranial cruciate ligament disease and dogs without stifle joint arthritis. *Am. J. Vet. Res.*, 2013, **74**, 386-394.

GATINEAU M., HUNEAULT L., LUSSIER B., LEFEVRE-LAVOIE J. Mechanical evaluation of hydrogen peroxide gas plasma sterilization of nylon lines used for extra-articular stabilization of the canine stifle joint. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 48-53.

GAUTIER E., SOMMER C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*, 2003, **34**, B63-76.

GEMMILL T.J., FARRELL M. Evaluation of a joint distractor to facilitate arthroscopy of the canine stifle. *Vet. Surg.*, 2009, **38**, 588-594.

GERBER C., MAST J.W., GANZ R. Biological internal fixation of fractures. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 1990, **109**, 295-303.

GLASSMAN M., HOFMEISTER E., WEH J.M., ROACH W., TORRES B., JOHNSTON S., BUDSBERG S. Radiographic quantitative assessment of caudal proximal tibial angulation in 100 dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Vet. Surg.*, 2011, **40**, 830-838.

GOH J.C., ANG E.J., BOSE K. Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. *Acta Orthop. Scand.*, 1989, **60**, 465-467.

GOOD L., TARLOW S.D., ODENSTEN M., GILQUIST J. Load tolerance, security, and failure modes of fixation devices for synthetic knee ligaments. *Clin. Orthop.*, 1990, **253**, 190-196.

GOOD L., ODENSTEN M., GILQUIST J. Intercondylar notch measurements with special reference to anterior cruciate ligament surgery. *Clin. Orthop.*, 1991, **263**, 185-189.

GORDON-EVANS W.J., DUNNING D., JOHNSON A.L., KNAP K.E. Effect of the use of carprofen in dogs undergoing intense rehabilitation after lateral fabellar suture stabilization. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2011, **239**, 75-80.

GOYMANN V., MTILLER H.G. New calculations of the biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical significance. *Excerpta Medica*, 1974, 16-21.

GRIERSON J., ASHER L., GRAINGER K. An investigation into risk factors for bilateral canine cruciate ligament rupture. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **3**, 192-196.

GRIFFON D.J. A review of the pathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease as a basis for future preventive strategies. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 399-409.

GUADAGNI J.R., DRUMMOND D.S. Strength of surgical wire fixation. A laboratory study. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1986, **209**, 176-181.

GUALILLO O. Further evidence for leptin involvement in cartilage homeostasis. *Osteoarthritis Cartilage*, 2007, **15**, 857-860.

GUASTELLA D.B., FOX D.B., COOK J.L. Tibial plateau angle in four common canine breeds with cranial cruciate ligament rupture, and its relationship to meniscal tears. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008, **2**, 125-128.

GUENEGO L., ZAHRA A., MADELENAT A., GAUTIER R., MARCELLIN-LITTLE D.J., HULSE D. Cranial cruciate ligament rupture in large and giant dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2007, **1**, 43-50.

GUERRERO T.G., MAKARA M.A., KATIOFSKY K., FLUCKIGER M.A., MORGAN J.P., HAESSIG M., MONTAVON P.M. Comparison of healing of the osteotomy gap after tibial tuberosity advancement with and without use of an autogenous cancellous bone graft. *Vet. Surg.*, 2011a, **40**, 27-33.

GUERRERO T.G., POZZI A., DUNBAR N., KIPFER N., HAESSIG M., BETH HORODYSKI M., MONTAVON P.M. Effect of Tibial Tuberosity Advancement on the Contact Mechanics and the Alignment of the Patellofemoral and Femorotibial Joints. *Vet. Surg.*, 2011b, **40**, 839-848.

GUIOT L.P., DEJARDIN L.M. Prospective evaluation of minimally invasive plate osteosynthesis in 36 nonarticular tibial fractures in dogs and cats. *Vet. Surg.*, 2011, **40**, 171-182.

GUPTA B.N., BRINKER W.O. Anterior cruciate ligament prosthesis in the dog. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1969, **154**, 1057-1061.

GRIMM B., MILES A.W., TURNER I.G. Optimizing a hydroxyapatite/tricalcium-phosphate ceramic as a bone graft extender for impaction grafting. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 2001, **12**, 929-934.

HAK D.J., GOLLADAY G.J. Olecranon fractures: treatment options. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, 2000, **8**, 266-275.

HARASEN G.A. A retrospective study of 165 cases of rupture of the canine cruciate ligament. *Can. Vet. J.*, 1995, **36**, 250-251.

HAYASHI K., FRANK J.D., DUBINSKY C., ZHENGLING H., MARKEL M.D., MANLEY P.A. MUIR P. Histologic changes in ruptured canine cranial cruciate ligament. *Vet. Surg.*, 2003, **32**, 269-277.

HAYASHI K., MANLEY P.A., MUIR P. Cranial cruciate ligament pathophysiology in dogs with cruciate disease: a review. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 2004, **40**, 385-390.

HAYASHI K., KIM S.Y., LANSDOWNE J.L., KAPATKIN A., DEJARDIN L.M. Evaluation of a collagenase generated osteoarthritis biomarker in naturally occurring canine cruciate disease. *Vet. Surg.*, 2009, **38**, 117-121.

HAYASHI K., BHANDAL J., KIM S.Y., RODRIGUEZ C.O., ENTWISTLE R., NAYDAN D., KAPAKTIN A., STOVER S.M. Immunohistochemical and histomorphometric evaluation of vascular distribution in intact canine cranial cruciate ligament. *Vet. Surg.*, 2011, **40**, 192-197.

HAYES G.M., LANGLEY-HOBBS S.J., JEFFERY N.D. Risk factors for medial meniscal injury in association with cranial cruciate ligament rupture. *J. Small Anim. Pract.*, 2010, **51**, 630-634.

HEADRICK J., COOK J., HELPHREY M., CROUCH D., FOX D., SCHULTZ L., COOK C., KUNEL J. A novel radiographic method to facilitate measurement of the tibial plateau angle in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2007, **1**, 24-28.

HEFFRON L.E., CAMPBELL J.R. Morphology, histology and functional anatomy of the canine cranial cruciate ligament. *Vet. Rec.*, 1978, **102**, 280-283.

HEIJNE A., WERNER S. A 2-year follow-up of rehabilitation after ACL reconstruction using patellar tendon or hamstring tendon grafts: a prospective randomized outcome study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2010, **18**, 805-813.

HEJGAARD N., WATT-BOOLSEN S. The effect of anterior displacement of the tibial tuberosity in idiopathic chondromalacia patellae: a prospective randomized study. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1982, **53**, 135-139.

HENDERSON R.A., MILTON J.L. The tibial compression mechanism: a diagnostic aid in stifle injuries. *Vet. Surg.*, 1978, **14**, 474-479.

HERRENBRUCK T.M., MULLEN D.K., PARKER R.D. Operative management of patellofemoral pain with degenerative arthrosis. *Sports Med. Arthrosc. Rev.*, 2001, **9**, 312-324.

HIRSH D.M., REDDY D.K. Experience with Maquet anterior tibial tubercle advancement. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1980, **148**, 136-139.

HOELZER M.G., MILLIS D.L., FRANCIS D.A., WEIGEL J.P. Results of arthroscopic versus open arthrotomy for surgical management of cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *Vet. Surg.*, 2004, **33**, 146-153.

HOFBAUER M., MULLER B., MURAWSKI C.D., VANECK C.F., FU F.H. The concept of individualized anatomic anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2013, Epub ahead of print, DOI 10.1007/s00167-013-2562-4.

HOFER D., FORTERRE S., SCHWEIGHAUSER A., KRAYER M., DOHERR M., SCHAWALDER P., ZURBRIGGEN A., SPRENG D. Selective iNOS-inhibition does not influence apoptosis in ruptured canine cranial cruciate ligaments. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2009, **22**, 198-203.

HOFFMANN D.E., MILLER J.M., OBER C.P., LANZ O.I., MARTIN R.A., SHIRES P. K. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2006, **19**, 219-227.

HOFFMANN D.E., KOWALESKI M.P., JOHNSON K.A., EVANS R.B., BOUDRIEAU R.J. Ex vivo biomechanical evaluation of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle with varying angles of stifle joint flexion and axial loads after tibial tuberosity advancement. *Vet. Surg.*, 2011, **40**, 311-320.

HOLDEN J.P., GROOD E.S., KORVICK D.L., CUMMINGS J.F., BUTLER D.L., BYLSKI-AUSTROW D.I. In-vivo forces in the anterior cruciate ligament – direct measurements during walking and trotting in a quadruped. *J. Biomech.*, 1994, **27**, 517-526.

HOLLIS J.M., PEARSALL A.W., NICIFOROS P.G., Change in meniscal strain with anterior cruciate ligament injury and after reconstruction. *Am. J. Sports Med.*, 2000, **28**, 700-704.

HOLMES R.E., BUCHOLZ R.W., MOONEY V. Porous hydroxyapatite as a bone-graft substitute in metaphyseal defects. A histometric study. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1986, **68**, 904-911.

HOTTINGER H.A., DECAMP C.E., OLIVIER N.B., HAUPTMAN J.G., SOUTAS-LITTLE R.W. Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am. J. Vet. Res.*, 1996, **57**, 381-388.

HOWELL S.M., CLARK J.A., FARLEY T.E. Serial magnetic resonance study assessing the effects of impingement on the MR image of the patellar tendon graft. *Arthroscopy*, 1992, **8**, 350-358.

HULSE D.A. A technique for reconstruction of the anterior cruciate ligament in the dog: preliminary report. *Vet. Surg.*, 1980, **9**, 135.

HULSE D., HYMAN W., BEALE B., SAUNDERS B., PEYCKE I., HOSGOOD G. Determination of isometric points for placement of a lateral suture in treatment of the cranial cruciate ligament deficient stifle. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2010, **3**, 163-172.

INAUEN R., KOCH D., BASS M., HAESSIG M. Tibial tuberosity conformation as a risk factor for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*,

2009, **1**, 16-20.

INCAVO S., DIFAZIO F., WILDER D., HOWE J. G. POPE M. Longitudinal crack propagation in bone around femoral prosthesis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1991, **272**, 175-180.

INFERNUSO T., LOUGHIN C.A., MARINO D.J., UMBAUGH S.E., SOLT P.S. Thermal imaging of normal and cranial cruciate ligament-deficient stifles in dogs. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 410-417.

INNES J.F., BARR A.R. Clinical natural history of the postsurgical cruciate deficient canine stifle joint: year 1. *J. Small Anim. Pract.*, 1998, **39**, 325-332.

INNES J.F., BACON D.J., LYNCH D, POLLARD A. Long-term outcome of surgery for dogs with cranial cruciate ligament deficiency. *Vet. Rec.*, 2000, **147**, 325-328.

ISHIKAWA K., ASAOKA K. Estimation of ideal mechanical strength and critical porosity of calcium phosphate cement. *J. Biomed. Mater. Res.*, 1995, **29**, 1537-1543.

JACKSON J., VASSEUR P.B., GRIFFEY S., WALLS C.M., KASS P.H. Pathologic changes in grossly normal menisci in dogs with rupture of the cranial cruciate ligament. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2001, **218**, 1281-1284.

JAMSHIDI A.A., OLYAEI G.R., HEYDARIAN K., TALEBIAN S. Isokinetic and functional parameters in patients following reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Isokinet. Exerc. Sci.*, 2005, **13**, 267-272.

JENNY J.Y., SADER Z., HENRY A., JENNY G., JAEGER J.H. Elevation of the tibial tubercle for patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 1996, **4**, 92-96.

JERRAM R.M., WALKER A.M. Cranial cruciate ligament injury in the dog: pathophysiology, diagnosis and treatment. *New Zealand Vet. J.*, 2003, **51**, 149-158.

JERRE S. Rehabilitation after extra-articular stabilization of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2009, **22**, 148-152.

JOHNSON J.M., JOHNSON A.L. Cranial cruciate ligament rupture. Pathogenesis, diagnosis, and postoperative rehabilitation. *Vet. Clin. North Am.: Small Anim. Pract.*, 1993, **23**, 717-733.

JOHNSON J.A., AUSTIN C., BREUR G.J. Incidence of Canine Appendicular Musculoskeletal Disorders in 16 Veterinary Teaching Hospitals from 1980 through 1989. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 1994, **7**, 56-69.

JOHNSON K.D., FRIERSON K.E., KELLER T.S., COOK C., SCHEINBERG R., ZERWEKH J., MEYERS L., SCIADINI M.F. Porous ceramics as bone graft substitutes in long bone defects: a biomechanical, histological, and radiographic analysis. *J. Orthop. Res.*, 1996, **14**, 351-369.

JOHNSON K.A., HAY C.W., CHU Q., ROE S.C., CATERSON B. Cartilage-derived biomarkers of osteoarthritis in synovial fluid of dogs with naturally acquired rupture of the cranial cruciate ligament. *Am. J. Vet. Res.*, 2002, **63**, 775-781.

JOHNSTON D.R., BAKER A., ROSE C., SCOTLAND T.R., MAFFULLI N. Long-term outcome of MacIntosh reconstruction of chronic anterior cruciate ligament insufficiency using fascia lata. *J. Orthop. Sci.* 2003, **8**, 789- 795.

JORGENSEN U., BAK K., EKSTRAND J., SCAVENIUS M. Reconstruction of the anterior cruciate ligament with the iliotibial band autograft in patients with chronic knee instability. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2001, **9**, 137-145.

KADAMBANDE S.S., AUYEUNG J., GHANDOUR A., MINTOWT-CZYZ W. A review of wound healing following Maquet osteotomy. *Knee*, **11**, 463-467.

KALFF S., MEACHEM S., PRESTON C. Incidence of medial meniscal tears after arthroscopic assisted tibial plateau leveling osteotomy. *Vet. Surg.*, **40**, 942-956.

KANAMORI A., WOO S.L., MA B., ZMINSKI J., RUDY T.W., LI G., LIVESAY G.A. The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: a human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy*, 2000, **16**, 633– 639.

KANNUS P., JARVINEN M. Nonoperative treatment of acute knee ligament injuries. *Sports Med.*, 1990, **9**, 244-260.

KANNO N., AMIMOTO H., HARA Y., HARADA Y., NEZU Y., YOGO T., TAGAWA M. In vitro evaluation of the relationship between the semitendinosus muscle and cranial cruciate ligament in canine cadavers. *Am. J. Vet. Res.*, 2012, **73**, 672-680.

KARA M.E., KILIMCI F.S., YILDIRIM I.G., ONAR V., PAZVANT G. The intercondylar fossa indices of male and female dog femora. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **3**, 211-214.

KARISSON J., LANSINGER O., SWÄRD L., Anterior advancement of the tibial tuberosity in the treatment of the patellofemoral pain syndrome. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 1985, **103**, 392-395.

KARISSON J., SWÄRD L., LANSINGER O. Bad results after anterior advancement of the tibial tubercle for patello-femoral pain syndrome. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 1992, **111**, 195-197.

KAWAI Y., FUKUBAYASHI T., NISHINO J. Meniscal suture an experimental study in the dog. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1989, **243**, 286-293.

KESSLER M.A., BEHREND H., HENZ S., STUTZ G., RUKAVINA A., KUSTER M.S. Function, osteoarthritis and activity after ACL-rupture: 11 years follow-up results of

- conservative versus reconstructive treatment. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2008, **16**, 442–448.
- KIM S.E., POZZI A., KOWALESKI M.P., LEWIS D.D. Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Vet. Surg.*, 2008, **37**, 111-125.
- KIM S.E., POZZI A., BANKS S.A., CONRAD B.P., LEWIS D.D. Effect of tibial plateau leveling osteotomy on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics. *Vet. Surg.*, 2009a, **38**, 23-32.
- KIM S.E., POZZI A., BANKS S.A., CONRAD, B.P., LEWIS D.D. Effect of tibial tuberosity advancement on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics. *Vet. Surg.*, 2009b, **38**, 33-39.
- KIM S.E., POZZI A., BANKS S.A., CONRAD B.P., LEWIS D.D. Effect of cranial cruciate ligament deficiency, tibial plateau leveling osteotomy, and tibial tuberosity advancement on contact mechanics and alignment of the stifle in flexion. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 363-370.
- KIM S.Y., KIM J.Y., HAYASHI K., KAPATKIN A.S. Skin movement during the kinematic analysis of the canine pelvic limb. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **5**, 326-332.
- KIPFER N.M., TEPIC S., DAMUR D.M., GUERRERO T., HASSIG M., MONTAVON P.M. Effect of tibial tuberosity advancement on femorotibial shear in cranial cruciate-deficient stifles. An in vitro study. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008, **21**, 385-390.
- KITSUGI T., YAMAMURO T., NAKAMURA T., KOTANI S., KOKUBO T., TAKEUCHI H. Four calcium phosphate ceramics as bone substitutes for non-weight-bearing. *Biomaterials*, 1993, **14**, 216-224.
- KOBAYASHI S., BABA H., UCHIDA K., NEGORO K., SATO M., MIYAZAKI T., NOMURA E., MURAKAMI K., SHIMIZUBATA M., MEIR A. Microvascular system of anterior cruciate ligament in dogs. *J. Orthop.*, 2006, **24**, 1509-1520.
- KOPF S., MUSAHL V., TASHMAN S., SZCZODRY M., SHEN W., FU F.H. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2009, **17**, 213-219.
- KORVICK D.L., PIJANOWSKI G.J., SCHAEFFER D.J. Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament-deficient stifle of dogs. *J. Biomech.*, 1994a, **27**, 77-87.
- KORVICK D.L., JOHNSON A.L., SHAEFFER D.J. Surgeons' preferences in treating cranial cruciate ligament ruptures in dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1994b, **205**, 1318-1324.
- KOUKOUBIS T.D., GLISSON R.R., FEAGIN J.A., SEABER A.V., SCHENKMAN D., KOROMPILIAS A.V., STAHL D.L. Meniscal fixation with an absorbable staple. An experimental study in dogs. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 1997, **5**, 22-30.
- KRAMER M., STENGEL H., GERWING M., SCHIMKE E., SHEPPARD C. Sonography of the canine stifle. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 1999, **40**, 282-293.

KUHN K., OHLERTH S., MAKARA M., HASSIG M., GUERRERO T.G. Radiographic and ultrasonographic evaluation of the patellar ligament following tibial tuberosity advancement. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2011, **52**, 466-471.

KUROSAWA H., YASUDA K., YAMAKSOHI K., KAMIYA A., KANEDA K. An experimental evaluation of isometric placement for extraarticular reconstructions of the anterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.*, 1991, **19**, 384-388.

LAFAVER S., MILLER N.A., STUBBS W.P., TAYLOR R.A., BOUDRIEAU R.J. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complications in 101 dogs. *Vet. Surg.*, 2007, **36**, 573-586.

LAMPMAN T., LUND E., LIPOWITZ A. Cranial cruciate disease: current status of diagnosis, surgery, and risk for disease. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2003, **16**, 122-126.

LANZER W.L., KOMENDA G. Changes in articular cartilage after meniscectomy. *Clin. Orthop.*, 1990, **252**, 41-48.

LEGEROS R.Z., PARSONS J.R., DACULSI G., DRIESSENS F., LEE D., LIU S.T., METSGER S., PETERSON D., WALKER M. Significance of the porosity and physical chemistry of calcium phosphate ceramics. Biodegradation-bioresorption. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 1988, **523**, 268-271.

LEVY A.S., MEIER S.W. Approach to cartilage injury in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Orthop. Clin. North Am.*, 2003, **34**, 149-167.

LEWIS D.D., MILTHORPE B.K., BELLENGER C.R., Mechanical comparison of materials used for extra-capsular stabilization of the stifle joint in dogs. *Aust. Vet. J.*, 1997, **75**, 890-896.

LEWIS B.A., ALLEN D.A., HENRIKSON T.D., LEHENBAUER T.W. Computed tomographic evaluation of the canine intercondylar notch in normal and cruciate deficient stifles. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008, **2**, 119-124.

LINDE F., SORENSEN H.C. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J. Biomech.*, 1993, **26**, 1249-1252.

LISTER S.A., ROUSH J.K., RENBERG W.C. Digital measurement of radiographic tibial plateau angle. A comparison to measurement on printed digital images. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008, **2**, 129-132.

LOHMANDER L.S. What is the current status of biochemical markers in the diagnosis, prognosis and monitoring of osteoarthritis? *Baillieres Clin. Rheumatol.*, 1997, **11**, 711-726.

LOPEZ M.J., SPENCER N., CASEY J.P., MONROE W.T. Biomechanical characteristics of an implant used to secure semitendinosus-gracilis tendon grafts in a canine model of extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction. *Vet. Surg.*, **36**, 599-604.

LUND-HANSEN H., GANNON J., ENGBRETSSEN L., HOLEN K.J., ANDA S., VATTEN L. Intercondylar notch width and the risk for anterior cruciate ligament rupture. A case-control study in 46 female handball players. *Acta Orthop. Scand.*, 1994, **65**, 529-532.

LUTHER J.K., COOK C.R., COOK J.L. Meniscal release in cruciate ligament intact stifles causes lameness and medial compartment cartilage pathology in dogs 12 weeks postoperatively. *Vet. Surg.*, 2009, **38**, 520-529.

MACIAS C., McKEE W.M., MAY C. Caudal proximal tibial deformity and cranial cruciate ligament rupture in small-breed dogs. *J. Small. Anim. Pract.*, 2002, **43**, 433-438.

MAFFULLI N., LOPPINI M., KING J.B. Anterior cruciate ligament tears: what we already know. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2013, **21**, 1704-1705.

MAHN M.M., COOK J.L., COOK C.R., BALKE M.T. Arthroscopic verification of ultrasonographic diagnosis of meniscal pathology in dogs. *Vet. Surg.*, 2005, **34**, 318-323.

MAJOR N.M., BEARD Jr L.N., HELMS C.A. Accuracy of MR imaging of the knee in adolescents. *AJR Am. J. Roentgenol.*, 2003, **180**, 17-19.

MAQUET P. Considérations biomécaniques sur l'arthrose du genou. Un traitement biomécanique de l'arthrose fémoro-patellaire. L'avancement du tendon rotulien, *Revue de Rhumatisme*, 1963, **30**, 779.

MAQUET P. Advancement of the tibial tuberosity. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1976, **115**, 225-230.

MARCACCI M., ZAFFAGNINI S., IACONO F., NERI M.P., LORETI I., PETITTO A. Arthroscopic intra- and extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction with gracilis and semitendinosus tendons. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 1998, **6**, 68-75.

MARINO D.J., LOUGHIN C.A. Diagnostic imaging of the canine stifle: a review. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 284-295.

MARKATOS K., KASETA M.K., LALLOS S.N., KORRES D.S., EFSTATHPOULOS N. The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, 2012, Epub ahead of print. DOI 10.1007/s00590-012-1079-8.

MARSOLAIS G.S., DVORAK G., CONZEMIUS M.G. Effects of postoperative rehabilitation on limb function after cranial cruciate ligament repair in dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2002, **220**, 1332-1330.

- MASCARENHAS R., TRANOVICH M.J., KROPF E.J., FU F.H., HARNER C.D. Bone-patellar tendon-bone autograft versus hamstring autograft anterior cruciate ligament reconstruction in the young athlete: a retrospective matched analysis with 2-10 year follow-up. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2012, **20**, 1520-1527.
- MATSUMOTO H., SEEDHOM B.B. Treatment of the pivot-shift intraarticular versus extraarticular or combined reconstruction procedures. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1994, **299**, 298-304.
- MATTHEWS L.S., SONSTEGARD D.A., HARKE J.A. Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthop. Scand.*, 1977, **48**, 511-516.
- MATTERN K.L., BERRY C.R., PECK J.N., DE HAAN J.J. Radiographic and ultrasonographic evaluation of the patellar ligament following tibial plateau leveling osteotomy. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2006, **47**, 185-191.
- MCCALDEN R.W., MCGEOUGH J.A., BARKER M.B., COURT-BROWN C.M. Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. *J. Bone. Joint Surg. Am.*, 1993, **75**, 1193-1205.
- McCURNIN D.M., PEARSON P.T., WASS W.M. Clinical and pathologic evaluation of ruptured cranial cruciate ligament repair in the dog. *Am. J. Vet. Res.*, 1971, **32**, 1517-1524.
- MEGIED W.S., MAHRAN M.A., THAKEB M.F., ABOUELELA A.A., ELBATRAWY Y. The new "dual osteotomy": combined open wedge and tibial tuberosity anteriorisation osteotomies. *Int. Orthop.*, 2010, **34**, 233-237.
- MENDES D.G., SOUDRY M., IUSIM M. Clinical assessment of Maquet tibial tuberosity advancement. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1987, **222**, 228-238.
- METELMAN A., SCHWARZ P.D., SALMAN M., ALVIS M.R. An evaluation of three different cranial cruciate ligament surgical stabilization procedures as they relate to postoperative meniscal injuries. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 1995, **8**, 118-123.
- METSGER D.S., RIEGER M.R., FOREMAN D.W. Mechanical properties of sintered hydroxyapatite and tricalcium phosphate ceramic. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 1999, **10**, 9-17.
- MIFUNE Y., OTA S., TAKAYAMA K., HOSHINO Y., MATSUMOTO T., KURODA R., KUROSAKA M., FU F.H., HUARD J. Therapeutic advantage in selective ligament augmentation for partial tears of the anterior cruciate ligament: results in an animal model. 2013, **41**, 365-373.
- MILLARD R.P., HEADRICK J.F., MILLIS D.L. Kinematic analysis of the pelvic limbs of healthy dogs during stair and decline slope walking. *J. Small Anim. Pract.*, 2010, **51**, 419-422.
- MILLER J.M., SHIRES P.K., LANZ O.I., MARTIN R.A., GRANT J.W. Effect of 9 mm tibial tuberosity advancement on cranial tibial translation in the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle. *Vet. Surg.*, 2007, **36**, 335-340.

- MILLIS D.L., LEVINE D., BRUMLOW M., WEIGEL J.P. A preliminary study of early physical therapy following surgery for cranial cruciate ligament surgery in dogs. *Vet. Surg.*, 1997, **26**, 434-449.
- MILLIS D.L., DURANT A., HEADRICK J. Long-term kinetic and kinematic comparison of cruciate-deficient dogs treated with tibial plateau leveling osteotomy or modified retinacular imbrication technique. *Vet. Surg.*, 2008, **37**, E23.
- MOGHADDAM A.B., TORKAMAN A. A cadaver study of the structures and positions of the anterior cruciate ligament in humans. *Int. J. Prev. Med.*, 2013, **4**, S85-S91.
- MOLSA S.H., HIELM-BJORKMAN A.K., LAITINEN-VAPAAVUORI O.M. Force platform analysis in clinically healthy rottweilers: comparison with Labrador retrievers. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 701-707.
- MONK M.L., PRESTON C.A., MCGOWAN C.M. Effects of early intensive postoperative physiotherapy on limb function after tibial plateau leveling osteotomy in dogs with deficiency of the cranial cruciate ligament. *Am. J. Vet. Res.*, 2006, **67**, 529-536.
- MONNET E., SCHARTZ P.D., POWERS B. Popliteal tendon transposition for stabilization of the cranial cruciate ligament deficient stifle joint in dogs an experimental study. *Vet. Surg.*, 1995, **24**, 465-475.
- MONTAVON P.M., DAMUR D.M., TEPIC S. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle In: *1st World Orth. Vet. Congress*, September 5th-8th, 2002, Munich, Germany, 152.
- MOORE K.W., READ R.A. Rupture of the cranial cruciate ligament in dogs – Part II. Diagnosis and management. *Comp. Contin. Educ. Vet.*, 1996, **18**, 381-391.
- MOORES A.P., BECK A.L., JESPERS K.J.M., HALFACREE Z., WILSON A.M. Mechanical evaluation of two crimp clamp systems for extracapsular stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient canine stifle. *Vet. Surg.*, 2006a, **35**, 470-475.
- MOORES A.P., BECK A.L., JESPERS K.J.M., WILSON A.M. Mechanical evaluation of two loop tensioning methods for crimp clamp extracapsular stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient canine stifle. *Vet. Surg.*, 2006b, **35**, 476-479.
- MORGAN J.P., VOSS K., DAMUR D.M., GUERRERO T., HAESSIG M., MONTAVON P.M. Correlation of radiographic changes after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate-deficient stifles with functional outcome. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 425-432.
- MORRIS E., LIPOWITZ A.J. Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2001, **218**, 363-366.
- MOSTAFA A.A., GRIFFON D.J., THOMAS M.W., CONSTABLE P.D. Proximodistal alignment of the canine patella: radiographic evaluation and association with medial and lateral patellar luxation. *Vet. Surg.*, 2008, **37**, 201-211.

MUHLE C., MOAHN J., DIEKE C. Diagnosis of ACL and meniscal injuries: MR imaging of knee flexion versus extension compared to arthroscopy. *Springerplus*, 2013, **2**, 213.

MUIR P., DANOVA N.A., ARGYLE D.J., MANLEY P.A., HAO Z. Collagenolytic protease expression in cranial cruciate ligament and stifle synovial fluid in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Vet. Surg.*, 2005, **34**, 482-490.

MURAKAMI H., SHINOMIYA N., KIKUCHI T., FUJIKAWA K., NEMOTO K. Differential sensitivity to NO-induced apoptosis between anterior cruciate and medial collateral ligament cells. *J. Orthop. Sci.*, 2005, **10**, 84-90.

MUREN O., DAHLSTEDT L., DALEN N. Reconstruction of acute anterior cruciate ligament injuries: a prospective, randomized study of 40 patients with 7-year follow-up. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 2003, **123**, 144-147.

MURRAY A.W., MACNICOL M.F. 10-16 year results of Leeds-Keio anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee*. 2004, **11**, 9-14.

NAKAMURA N., ELLIS M., SEEDHOM B. Advancement of the tibial tuberosity : a biomechanical study. *J. Bone Joint Surg.*, 1985, **67**, 255-260.

NECAS A., ZATLOUKAL J. Factors related to the risk of meniscal injury in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Acta Veterinaria Brno*, 2002, **71**, 77-84.

NELSON S.A., KROTSCHKECK U., RAWLINSON J., TODHUNTER R.J., ZHANG Z., MOHAMMED H. Long-term functional outcome of tibial plateau leveling osteotomy versus extracapsular repair in a heterogeneous population of dogs. *Vet. Surg.*, 2013, **42**, 38-50.

NEUMAN P., ENGLUND M., KOSTOGIANNIS I., FRIDEN T., ROOS H., DAHLBERG L.E. Prevalence of tibiofemoral osteoarthritis 15 years after nonoperative treatment of anterior cruciate ligament injury. *Am. J. Sports Med.*, 2008, **36**, 1717-1725.

NEWMAN A.P., ANDERSON D.R., DANIELS A.U., DALES M.C. Mechanics of the healed meniscus in a canine model. *Am. J. Sports Med.*, 1989, **17**, 164-175.

NG W.H., GRIFFITH J.F., HUNG E.H., PAUNIPAGAR B., LAW B.K., YUNG P.S. Imaging of the anterior cruciate ligament. *World J. Orthop.*, 2011, **2**, 75-84.

NICHOLS C., JOHNSON R.J. Nonoperative treatment, ligament and extensor mechanism injuries of the knee. In: Scoot WN, ed. *Cruciate Ligament injuries*. St. Louis, Mo: Mlsby Year Book; 191, 227-238.

NIELEN A.L., KNOL B.W., VANHAGEN M.A. VANDERGAAG I. [Genetic and epidemiological investigation of a birth cohort of boxers]. *Tijdschr Diergeneeskde*, 2003, **128**, 586-590.

NILSSON F. Meniscal injuries in dogs. *N. Am. Vet. J.*, 1949, **30**, 509.

NISELL R., NEMETH G., OHLSEN H. Joint forces in extension of the knee. Analysis of a mechanical model. *Acta Orthop. Scand.*, 1986, **57**, 41-46.

NOLTE-ERNSTING C.C., ADAM G., BUHN M., PRESHER A., GUNTHER R.W. MRI of degenerative bone marrow lesions in experimental osteoarthritis of canine knee joints. *Skeletal Radiol.*, 1996, **25**, 413-420.

OCAL M.K., SABANCI S.S., ONAR V. Variation of tibial plateau geometry and cruciate ligament coordinates in six breeds of dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2013, **2**, 110-116.

OEI E.H., GINAI A.Z., HUNINK M.G. MRI for traumatic knee injury – a review. *Semin. Ultrasound CT MRI*, 2007, **28**, 141-157.

O’CONNOR B.L., WOODBURY P. The primary articular nerves to the dogs knee. *J. Anat.*, 1982, **134**, 563-572.

OSMOND C.S., MARCELLIN-LITTLE D.J., HARRYSSON O.L., KIDD L.B. Morphometric assessment of the proximal portion of the tibia in dogs with and without cranial cruciate ligament rupture. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2006, **47**, 136-141.

PAATSAMA S. Ligament injuries of the canine stifle joint. A clinical and experimental study. Helsinki, 1952.

PACCHIANA P.D., MORRIS E., GILLINGS S.L., JESSEN C.R., LIPOWITZ A.J. () Surgical and postoperative complications associated with tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture: 397 cases (1998-2001). *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2003, **222**, 184-193.

PALMER R.H. Biological osteosynthesis. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1999, **29**, 1171-1185.

PALMER W., CRAWFORD-SYKES A., ROSE R.E. Donor site morbidity following iliac crest bone graft. *West Indian Med. J.*, 2008, **57**, 490-492.

PAN X., WEN H., WANG L., GE T. Bone-patellar tendon-bone autograft versus LARS artificial ligament for anterior cruciate ligament reconstruction. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, 2013, Epub ahead of print, DOI 10.1007/s00590-012-1073-1.

PAPALIA R., FRANCESCHI F., ZAMPOGNA B., TECAME A., MAFFULLI N., DENARO V. Surgical management of partial tears of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2013, Epub ahead of print, DOI 10.1007/s00167-012-2339-1.

PARK G.Y., KIM J.M., LEE S.M., LEE M.Y. The value of ultrasonography in the detection of meniscal tears diagnosed by magnetic resonance imaging. *Am. J. Phys. Med Rehabil.*, 2008, **87**, 14–20.

PEARL A.J., BERGFELD J.A., eds. *Extraarticular Reconstruction in the Anterior Cruciate Ligament Deficient Knee*. Champaign, Ill: Human Kinetics Publishers; 1992.

PEARSON P.T., McCURNIN D.M., WASS W.M. Lembert suture technique to surgically correct ruptured cruciate ligaments. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 1971, **7**, 1-6.

PELLETIER J.P., LAJEUNESSE D., JOVANOVIC D.V., LASCAU-COMAN V., JOLICOEUR F.C., HILAL G., FERNANDES J.C., MARTEL-PELLETIER J. Carprofen simultaneously reduces progression of morphological changes in cartilage and subchondral bone in experimental dog osteoarthritis. *J. Rheumatol.*, 2000, **27**, 2893-2902.

PERRY K., FITZPATRICK N. Tibial tuberosity advancement in two cats with cranial cruciate ligament deficiency. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2010, **23**, 196-202.

PIERMATTEI D., FLO G.L. The stifle joint. In: Piermattei D.L. and Flo G.L., *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* (ed.3). W.B. Saunders: Philadelphia, 1997a, 516-534.

PIERMATTEI D., FLO G.L. The stifle joint. In: Piermattei D.L. and Flo G.L., *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* (ed.3). W.B. Saunders: Philadelphia, 1997b, 36.

PLESMAN R., GILBERT P., CAMPBELL J. Detection of meniscal tears by arthroscopy and arthrotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2013, **1**, 42-46.

POLLOCK R., ALCELIK I., BHATIA C., CHUTER G., LINGUTLA K., BUDITHI C., KRISHNA M. Donor site morbidity following iliac crest bone harvesting for cervical fusion: a comparison between minimally invasive and open techniques. *Eur. Spine J.*, 2008, **17**, 845-852.

POND M.J., CAMPBELL J.R. The canine stifle joint: I. rupture of the anterior cruciate ligament: an assessment of conservative and surgical treatment. *J. Small Anim. Pract.*, 1972, **13**, 1-10.

POZZI A., KOWALESKI M.P., APELT D., MEADOWS C., ANDREWS C.M., JOHNSON K.A. Effect of medial meniscal release on tibial translation after tibial plateau leveling osteotomy. *Vet. Surg.*, 2006, **35**, 486-494.

POZZI A., HILDRETH III, B.E., RAJALA-SCHULTZ P.J. Comparison of arthroscopy and arthrotomy for diagnosis of medial meniscal pathology: an ex vivo study. *Vet. Surg.*, 2008a, **37**, 749-755.

POZZI A., LITSKY A., FIELD J., APELT D., MEADOWS C., JOHNSON K.A. Pressure distributions on the medial tibial plateau after medial meniscal surgery and tibial plateau leveling osteotomy in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008b, **21**, 8-14.

POZZI A., LEWIS D. Surgical approaches for minimally invasive plate osteosynthesis in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2009, **22**, 316-320.

POZZI A., TONKS C.A., LING H. Femorotibial contact mechanics and meniscal strain after serial meniscectomy. *Vet. Surg.*, 2010a, **39**, 482-488.

POZZI A., KIM S.E., LEWIS D.D. Effect of transection of the caudal menisco-tibial ligament on medial femorotibial contact mechanics. *Vet. Surg.*, 2010b, **39**, 489-495.

QUINN M.M., KEULER N.S., LU Y., FARIA M.L., MUIR P., MARKEL M.D. Evaluation of agreement between numerical rating scales, visual analogue scoring scales, and force plate gait analysis in dogs. *Vet. Surg.*, 2007, **36**, 360-367.

RAGETLY C.A., GRIFFON D.J., MOSTAFA A.A., THOMAS J.E., HSIAO-WECKSLER E.T. Inverse dynamics analysis of the pelvic limbs in Labrador retrievers with and without cranial cruciate ligament disease. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 513-522.

RAGETLY C.A., EVANS R., MOSTAFA A.A., GRIFFON D.J. Multivariate analysis of morphometric characteristics to evaluate risk factors for cranial cruciate ligament deficiency in Labrador retrievers. *Vet. Surg.*, 2011, **40**, 327-333.

RALPHS S.C., WHITNEY W.O. Arthroscopic evaluation of menisci in dogs with cranial cruciate ligament injuries: 100 cases (1999-2000). *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2002, **221**, 1601-1604.

RAYWARD T.M., THOMSON D.G., DAVIES J.V., INNES J.F., WHITELOCK R.G. Progression of osteoarthritis following TPLO surgery: a prospective radiographic study of 40 dogs. *J. Small Anim. Pract.*, 2004, **45**, 92-97.

READ R.A., ROBINS G.M. Deformity of the proximal tibia in dogs. *Vet. Rec.*, 1982, **111**, 295-298.

REED A.L., PAYNE J.T., COSTANTINESCU G.M. Ultrasonic anatomy of the normal canine stifle. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 1995, **36**, 315-321.

REIF U., HULSE D.A., HAUPTMAN J.G. Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate-deficient stifle joint: an in vitro study. *Vet. Surg.*, 2002, **31**, 147-154.

REIF U., PROBST C.W. Comparison of tibial plateau angles in normal and cranial cruciate deficient stifles of Labrador retrievers. *Vet. Surg.*, 2003, **32**, 385-389.

REIF U., DEJARDIN L.M., PROBST C.W., DECAMP C.E., FLO G.L., JOHNSON A.L. Influence of limb positioning and measurement method on the magnitude of the tibial plateau angle. *Vet. Surg.*, 2004, **33**, 368-375.

REINHARDT K.R., HETSRONI I., MARX R. Graf selection for anterior cruciate ligament reconstruction: a level I systematic review comparing failure rates and functional outcomes. *Orthop. Clin. North Am.*, 2010, **41**, 249-262.

RENSTROM P., JOHNSON R.J. Anatomy and biomechanics of the menisci. *Clin. Sports Med.*, 1990, **9**, 523–538.

RETAILLAUD J.L., DARMANA R., DEVALLET P., MANSAT M., MORUCCI J.P. Étude biomécanique expérimentale de l'avancement de la tubérosité tibiale. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1989, **75**, 513-523.

RIDGE P.A. Isolated medial meniscal tear in a Border Collie. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2006, **2**, 110-112.

ROBINS G. M. The canine stifle joint. In: *Canine Orthopedics*. Lea & Febiger: Philadelphia, 1990, 693-702.

ROE S.C. Mechanical characteristics and comparisons of cerclage wires: introduction of the double-wrap and loop/twist tying methods. *Vet. Surg.*, 1997, **26**, 310-316.

ROE S.C. Evaluation of tension obtained by use of three knots for tying cerclage wires by surgeons of various abilities and experience. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2002, **220**, 334-336.

RORVIK A.M., GRONDAHL A.M. Markers of osteoarthritis: a review of the literature. *Vet. Surg.*, 1995, **24**, 255-262.

ROSE N.D., GOERKE D., EVANS R.B., CONZEMIUS M.G. Mechanical testing of orthopedic suture material used for extra-articular stabilization of canine cruciate ligament-deficient stifles. *Vet. Surg.*, 2012, **41**, 266-272.

RUBIN D.A. MR imaging of the knee menisci. *Radiol. Clin. North Am.*, 1997, **35**, 21-44.

RUE J.P.H., COLTON A., ZARE S.M., SHEWMAN E., FARR J., BACH Jr.B.R., COLE B.J. Trochlear Contact Pressures After Straight Anteriorization of the Tibial Tuberosity. *Am. J. Sports Med.*, 2008, **36**, 1953-1959.

RUNKEL M., KREITNER K.F., REGENTROP H.J., KERSJES W. Sensitivity of magnetic resonance tomography in detecting meniscus tears. *Unfallchirurgie*, 2000, **103**, 1079–1085.

SAKANE M., FOX R.J., WOO S.L., LIVESAY G.A., LI G., FU F.H. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J. Orthop. Res.*, 1997, **15**, 285–293.

SAMII V.F., DYCE J., POZZI A., DROST W.T., MATTOON J.S., GREEN E.M., KOWALESKI M.P., LEHAM A.M. Computed tomographic arthrography of the stifle for detection of cranial and caudal cruciate ligament and meniscal tears in dogs. *Vet. Radiol. Ultrasound*, 2009, **50**, 144-150.

SAPEGA A.A., MOYER R.A., SCHNECK C., KOMALAHIRANYA N. Testing for isometry during reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1990, **72**, 259-267.

SCHICKENDANTZ M.S., WEIKER G.G. The predictive value of radiographs in the evaluation of unilateral and bilateral anterior cruciate ligament injuries. *Am. J. Sports Med.*, 1993, **21**, 110-113.

SCHMOKEL H.G., STEIN S., RADKE H., HURTER K., SCHAWALDER P. Treatment of tibial fractures with plates using minimally invasive percutaneous osteosynthesis in dogs and cats. *J. Small Anim. Pract.*, 2007, **48**, 157-160.

SCHWARTZ C., LISS P., JACQUEMAIRE B., LECESTRE P., FRAYSSINET P. Biphasic synthetic bone substitute use in orthopaedic and trauma surgery: clinical, radiological and histological results. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 1999, **10**, 821-825.

SCHWENCKE M., SMOLDERS L.A., BERGKNUT N., GUSTAS P., MEIJ B.P., HAZEWINKEL H.A. Soft tissue artifact in canine kinematic gait analysis. *Vet. Surg.*, 2009, **41**, 829-837.

SELMI A.L., PADILHA FILHO J.G. Rupture of the cranial cruciate ligament associated with deformity of the proximal tibia in five dogs. *J. Small Anim. Pract.*, 2001, **42**, 390-393.

SERWA D., LORINSON K., LORINSON D., SKALICKY M. Comparison of conventional and digital measurements of tibial plateau angle in dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2009, **234**, 622-624.

SHAHAR R., BANKS-SILLS L. Biomechanical analysis of the canine hind limb: calculation of forces during three-legged stance. *Vet. J.*, 2002, **163**, 240-250.

SHAHAR R., BANKS-SILLS L. A quasi-static three-dimensional, mathematical, three-body segment model of the canine knee. *J. Biomech.*, 2004, **37**, 1849-1859.

SHANBHOGUE A.K., SANDHU M.S., SINGH P., OJILI V., KHANDELWAL N., SEN R. Real time spatial compound ultrasound in the evaluation of meniscal injuries: a comparison study with conventional ultrasound and MRI. *Knee*, 2009, **16**, 191-195.

SHELBOURNE K.D., DAVIS T.J., KLOOTWYK T.E. The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. A prospective study. *Am. J. Sports Med.*, 1998, **26**, 402-408.

SHIMAZAKI K, MOONEY V. Comparative study of porous hydroxyapatite and tricalcium phosphate as bone substitute. *J. Orthop. Res.*, 1985, **3**, 301-310.

SHIRAZI-ADL A., MESFAR W. Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads. *Clin. Biomech.*, **22**, 344-351.

SICARD G.K., HAYASHI K., MANLEY P.A. Evaluation of 5 types of fishing material, 2 sterilization methods, and a crimp-clamp system for extra-articular stabilization of the canine stifle joint. *Vet. Surg.*, 2002, **31**, 78-84.

SILBER J.S., ANDERSON G., DAFFNER S.D., BRISLIN B.T., LELAND J.M., HILIBRAND A.S., VACCARO A.R., ALBERT T.J. Donor Site Morbidity After Anterior Iliac Crest Bone Harvest for Single-Level Anterior Cervical Discectomy and Fusion. *Spine*, 2003, **28**, 134–139.

SIMOPOULOU T., MALIZOS K.N., ILIOPOULOS D., STEFANOY N., PAPANHEODOROU L., IOANNOY M., TSEZOU A. Differential expression of leptin and leptin's receptor isoform (Ob-Rb) mRNA between advanced and minimally affected osteoarthritic cartilage; effect on cartilage metabolism. *Osteoarthritis cartilage*, 2007, **15**, 872-883.

SLOCUM, B., DEVINE T. Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1983, **183**, 456-459.

SLOCUM B., DEVINE T. Cranial tibial wedge osteotomy: a technique for eliminating cranial tibial thrust in cranial cruciate ligament repair. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1984, **184**, 564-569.

SLOCUM B., SLOCUM T.D. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet. Clin. North. Am. Small Anim. Pract.*, 1993, **23**, 777-795.

SMITH G.K., TORG J.S. Fibular head transposition for repair of cruciate-deficient stifle in the dog. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1985, **187**, 375-383.

SMITH T.O., LEWIS M., SONG F., TOMS A.P., DONELL S.T., HING C.B. The diagnostic accuracy of anterior cruciate ligament rupture using magnetic resonance imaging: a meta-analysis. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, 2012, **22**, 315-326.

SMITH S.D., LAPRADE R.F., JANSSON K.S., AROEN A., WIJDICKS C.A. Functional bracing of ACL injuries: current state and future directions. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2013, Epub ahead of print, DOI 10.1007/s00167-013-2514-z.

SOURYAL T.O., MOORE H.A., EVANS J.P. Bilaterality in anterior cruciate ligament injuries: associated intercondylar notch stenosis. *Am. J. Sports Med.*, 1988, **6**, 449-454.

SOURYAL T.O., FREEMAN T.R. Intercondylar notch size and anterior cruciate ligament injuries in athletes: a prospective study. *Am. J. Sports Med.* 1993, **21**, 535-539.

SPRENG D., SIGRIST N., JUNGI T., BUSATO A., LANG J., PFISTER H., SCHAWALDER P. Nitric oxide metabolite production in the cranial cruciate ligament, synovial membrane and articular cartilage of dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Am. J. Vet. Res.*, 2000, **61**, 530-536.

STAUFFER K.D., TUTTLE T.A., ELKINS A.D., WEHREBERG A.P., CHARACTER B.J. Complications Associated With 696 Tibial Plateau Leveling Osteotomies (2001-2003). *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 2006, **42**, 44-50.

STEIN S., SCHMOEKEL H. Short-term and eight to 12 months results of a tibial tuberosity advancement as treatment of canine cranial cruciate ligament damage. *J. Small Anim. Pract.*, 2008, **49**, 398-404.

STEINBERG E.J., PRATA R.G., PALAZZINI K., BROWN D.C. Tibial tuberosity advancement for treatment of CrCL injury: complications and owner satisfaction. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 2011, **47**, 250-257.

STONE E.A., BETTS C.W., RUDY R.L. Folding of the caudal horn of the medial meniscus secondary to severance of the cranial cruciate ligament. *Vet. Surg.*, 1980, **9**, 121-124.

SWANSON E.A., TOMLINSON J.L., DISMUKES D.I., FOX D.B. Measurement of femoral and tibial joint reference angles and pelvic limb alignment in cats. *Vet. Surg.*, 2012, **41**, 696-704.

SWIDERSKI J.K., RADECKI S.V., PARK R.D., PALMER R.H. Comparison of radiographic and anatomic femoral varus angle measurements in normal dogs. *Vet. Surg.*, 2008, **37**, 43-48.

TALAAT M.B., KOWALESKI M.P., BOUDRIEAU R.J. Combination tibial plateau leveling osteotomy and cranial closing wedge osteotomy of the tibia for the treatment of cranial cruciate ligament-deficient stifles with excessive tibial plateau angle. *Vet. Surg.*, 2006, **35**, 729-739.

TANTISRICHAROENKUL G., LINDE-ROSEN M., ARAUJO P., ZHOU J., SMOLINSKI P., FU F.H. Anterior cruciate ligament: an anatomical exploration in humans and in a selection of animal species. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2013. Epub ahead of print. DOI 10.1007/s00167-013-2463-6.

TASHMAN S., ANDERST W., KOLOWICH P., HAVSTAD S., ARNOCZKY, S. Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: serial changes over two years. *J. Orthop. Res.*, 2004, **22**, 931-941.

TEITZ C.C., LIND B.K., SACKS B.M. Symmetry of the femoral notch width index. *Am. J. Sports Med.*, 1997, **25**, 687-690.

TEPIC S., DAMUR D.M., MONTAVON P.M. Biomechanics of the stifle joint In: 1st World Orth Vet Congress, September 5th-8th, Munich, Germany, 2002, 189-190.

THIEMAN K.M., TOMLINSON J.L., FOX D.B., COOK C., COOK J.L. Effect of meniscal release on rate of subsequent meniscal tears and owner-assessed outcome in dogs with cruciate disease treated with tibial plateau leveling osteotomy. *Vet. Surg.*, 2006, **35**, 705-710.

THIEMAN K.M., POZZI A., LING H., LEWIS D., HORODYSKI M. Contact mechanics of simulated meniscal tears in cadaveric canine stifles. *Vet. Surg.*, 2009, **38**, 803-810.

THIEMAN K.M., POZZI A., LING H., LEWIS D. Comparison of contact mechanics of three meniscal repair techniques and partial meniscectomy in cadaveric dog stifle. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 355-362.

TIMMERMANN C., MEYER-LINDENBERG A., NOLTE I. Meniscus injuries in dogs with rupture of the cruciate ligament. *Deutsche Tierärztliche Wochenschrift*, 1998, **105**, 374-377.

TIRGARI M. The surgical significance of the blood supply of the canine stifle joint. *J. Small Anim. Pract.*, 1978, **19**, 451-462.

TIVERS M.S., MAHONEY P., CORR S.A. Canine stifle positive contrast computed tomography arthrography for assessment of caudal horn meniscal injury: a cadaver study. *Vet. Surg.*, 2008, **37**, 269-277.

TIVERS M.S., MAHONEY P.N., BAINES E.A., CORR S.A. Diagnostic accuracy of positive contrast computed tomography arthrography for the detection of injuries to the medial meniscus in dogs with naturally occurring cranial cruciate ligament insufficiency. *J. Small Anim. Pract.*, 2009, **50**, 324-332.

TOMLINSON J., DERED F., COOK J.L., KELLER G.G. Measurement of femoral angles in four dog breeds. *Vet. Surg.*, 2007, **36**, 593-598.

TONKS C.A., LEWIS D.D., POZZI A. A review of extra-articular prosthetic stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient stifle. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **24**, 167-77.

TRECANT M., DELECRIN J., ROYER J., DACULSI G. Mechanical change in macroporous calcium phosphate ceramics after implantation in bone. *Clin. Mater.*, 1994, **15**, 233-240.

UCHIDA A., NADE S.M., MCCARTNEY E.R., CHING W. The use of ceramics for bone replacement. A comparative study of three different porous ceramics. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1984, **66**, 269-275.

UNIS M.D., JOHNSON A.L., GRIFFON D.J., SCHAEFFER D.J., RAGETLY G.R., HOFFER M.J., RAGETLY C.A. Evaluation of intra- and interobserver variability and repeatability of tibial plateau angle measurements with digital radiography using a novel digital radiographic program. *Vet. Surg.*, 2010, **39**, 187-194.

VANDE BERG B.C., LECOUVERT F.E., POILVACHE P., DUBUC J.E., MALDAQUE B., MALGHEM J. Anterior cruciate ligament tears and associated meniscal lesions : assessment at dual-detector spiral CT arthrography. *Radiol.*, 2002, **223**, 403-409.

VANDER SCHILDEN J.L. Improvements in rehabilitation of the postmeniscectomized or meniscal-repaired patient. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1990, **252**, 73-79.

VANECK C.F., LESNIAK B.P., SCHREIBER V.M., FU F.H. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction flowchart. *Arthroscopy*, 2010, **26**, 258-268.

VANECK C.F., LOOPIK M., VANDENBEKEROM M.P., FU F.H., KERKHOFFS G.M.M. Methods to diagnose acute anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis of instrumented

knee laxity test. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2012, Epub ahead of print, DOI 10.1007/s00167-012-2246-5.

VANECK C.F., VANDENBEKEROM M.P., FU F.H., POOLMAN R.W., KERKHOFFS G.M.M. Methods to diagnose acute anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis of physical examinations with and without anaesthesia. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2012, Epub ahead of print, DOI 10.1007/s00167-012-2250-9.

VANGRINSVEN S., VANCINGEL R.E., HOLLA C.J., VANLOON C.J. Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2010, **18**, 1128–1244.

VASSEUR P.B., ARNOCZKY S.P. Collateral ligaments of the canine stifle joint: anatomic and functional analysis. *Am. J. Vet. Res.*, 1981, **42**, 1133-1136.

VASSEUR P.B., POOL R.R., ARNOCZKY S.P., LAU R.E. Correlative biomechanical and histologic study of the cranial cruciate ligament in dogs. *Am. J. Vet. Res.*, 1985, **46**, 1842-1854.

VASSEUR P.B. Clinical results following nonoperative management for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *Vet. Surg.*, 1984, **13**, 243-246.

VASSEUR P.B. Stifle Joint. In: Slatter D., textbook of small animal surgery. Saunders: Philadelphia, 2001, 2090-2133.

VAUGHAN L.C. The history of canine cruciate ligament surgery from 1952-2005. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2010, **6**, 379-384.

VIANNA M.L., ROE S.C. Mechanical comparison of two knots and two crimp systems for securing nylon line used for extra-articular stabilization of the canine stifle. *Vet. Surg.*, 2006, **35**, 567-572.

VILENSKY J.A., O'CONNOR B.L., BRANDT K.D., DUNN E.A., ROGERS P.I. Serial kinematic analysis of the unstable knee after transection of the anterior cruciate ligament: temporal and angular changes in a canine model of osteoarthritis. *J. Orthop. Res.*, 1994, **12**, 229-237.

VOSS K., IMHOF J., KAESTNER S., MONTAVON P.M. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2007, **2**, 299-304.

VOSS K., DAMUR D.M., GUERRERO T., HAESSIG M., MONTAVON P. M. Force plate gait analysis to assess limb function after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008, **21**, 243-249.

WALKER P.S. Contact areas and load transmission in the knee. Symposium on Reconstructive Surgery of the Knee, CV Mosby, Saint Louis, 1978, 26-46.

- WALLACE A.M., CUTTING E.D., SUTCLIFFE M.P.F., LANGLEY-HOBBS S.J. A biomechanical comparison of six different double loop configurations for use in the lateral fabella suture technique. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008, **5**, 391-399.
- WARELUK P., SZOPINSKI K.T. Value of modern sonography in the assessment of meniscal lesions. *Eur. J. Radiol.*, 2012, **81**, 2366-2369.
- WARZEE C.C., DEJARDIN L.M., ARNO CZKY S.P., PERRY R.L. Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study. *Vet. Surg.*, 2001, **30**, 278-86.
- WAZEN R.M., LEFEBVRE L.P., BARIL E., NANCI A. Initial evaluation of bone ingrowth into a novel porous titanium coating. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, 2010, **94**, 64-71.
- WHITEHAIR J.G., VASSEUR P.B., WILLITS N.H. Epidemiology of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1993, **203**, 1016-1019.
- WILKE V.L., CONZEMIUS M.G., BESANCON M.F., EVANS R.B., RITTER M. Comparison of tibial plateau angle between clinically normal Greyhounds and Labrador Retrievers with and without rupture of the cranial cruciate ligament. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2002, **221**, 1426-1429.
- WILKE V.L., CONZEMIUS M.C., ROTHSCHILD M.F. SNP detection and association analysis of candidate genes for rupture of the cranial cruciate ligament in the dog. *Anim. Genet.*, 2005a, **36**, 511-542.
- WILKE V.L., ROBINSON D.A., EVANS R.B., ROTHSCHILD M.F., CONZEMIUS M.G. Estimate of the annual economic impact of treatment of cranial cruciate ligament injury in dogs in the United States. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2005b, **227**, 1604-1607.
- WILKE V.L., CONZEMIUS M.G., KINGHORN B.P., MACROSSAN P.E., CAI W., ROTHSCHILD M.F. Inheritance of rupture of the cranial cruciate ligament in Newfoundlands. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2006, **228**, 61-64.
- WILSON J.W., BELLOLI D.M., ROBBINS T. Resistance of cerclage to knot failure. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1985, **187**, 389-391.
- WINTERS K., TREGONNING R. Reliability of magnetic resonance imaging for traumatic injury of the knee. *N.Z. Med. J.*, 2005, **118**, 1209-1301.
- WITSBERGER T.H., VILLAMIL J.A., SCHULTZ L.G., HAHN A.W., COOK J.L. Prevalence of and risk factors for hip dysplasia and cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2008, **232**, 1818-1824.
- WOJTYS E.M., HUSTON L.J., LINDENFELD T.N., HEWETT T.E., GREENFIELD M.L. Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *Am. J. Sports Med.* 1998, **26**, 614-619.

WOJTYS E.M., HUSTON L.J., BOYNTON M.D., SPINDLER K.P., LINDENFELD T.N. The effect of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injuries in women as determined by hormone levels. *Am. J. Sports Med.*, 2002, **30**, 182-188.

WOO S.L., PETERSON R.H., OHLAND K.J., SITES T.J., DANTO M.I. The effects of strain rate on the properties of the medial collateral ligament in skeletally immature and mature rabbits: a biomechanical and histological study. *J. Orthop. Res.*, 1990, **8**, 712–721.

WOO S.L., HOLLIS M., ADAMS D.J., LYON R.M., TAKAI S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am. J. Sports Med.*, 1991, **19**, 217–225.

XU C., ZHAO J. A meta-analysis comparing meniscal repair with meniscectomy in the treatment of meniscal tears: the more meniscus, the better outcome? *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2013, Epub ahead of print, DOI 10.1007/s00167-013-2528-6.

YAHIA L.H., NEWMAN N.M., ST GEORGES M. Innervation of the canine cruciate ligaments. A neurohistological study. *Anat. Histol. Embryol.*, 1992, **21**, 1-8.

YASUDA K., VANECK C.F., HOSHINO Y., FU F.H., TASHMAN S. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, Part 1. *Am. J. Sports Med.*, 2011, **39**, 1789-1799.

YE J.X., SHEN G.S., ZHOU H.B., XU W., XIE Z.G., DONG Q.R., XU Y.J. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with the LARS artificial ligament: thirty-ix to fifty-two months follow-up study. *Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci.*, 2013, **17**, 1438-1446.

YEADON R., FITZPATRICK N., KOWALESKI M.P. Tibial tuberosity transposition-advancement for treatment of medial patellar luxation and concomitant cranial cruciate ligament disease in the dog. Surgical technique, radiographic and clinical outcomes. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2011, **24**, 18-26.

YOSMAOGLU H.B., BALTACI G., KAYA D., OZER H. Tracking ability, motor coordination, and functional determinants after anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Sport Rehabil.*, 2011, **20**, 207–218.

YUAN H., YANG Z., Li Y., ZHANG X., De BRUIJN J.D., DE GROOT K. Osteoinduction by calcium phosphate biomaterials. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 1998, **9**, 723-726.

ZANTOP T., HERBORT M., RASCHKE M.J., FU F.H. PETERSEN W. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am. J. Sports Med.*, 2007, **35**, 223–227.

ZATTERSTROM R., FRIDEN T., LINDSTRAND A., MORITZ U. Early rehabilitation of acute anterior cruciate ligament injury—a randomized clinical trial. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 1998, **8**, 154-159.

ZENG C., CHENG L., WEI J., GAO S., YANG T., LUO W., LI Y., XU M., LEI G. The influence of the tibial plateau slopes on injury of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2012, Epub ahead of print. DOI 10.1007/s00167-012-2277-y.

ZHANG Z., GU B., ZHU W., ZHU L. Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstructions : a prospective, randomized study with 2-year follow-up. *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, 2013, Epub ahead of print, DOI 10.1007/s00590-013-1221-2.

ZYSK S.P., REFIOR H.J. Operative or conservative treatment of the acutely torn anterior cruciate ligament in middle-aged patients. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2000, **120**, 59-64.

ARTICLES

Article de synthèse

L'avancement de la tubérosité tibiale chez le chien : revue bibliographique

Etchepareborde Sébastien

CHV des cordeliers, 77000 Meaux, France

Le point vétérinaire, published

Résumé

Durant ces 10 dernières années, le *tibial tuberosity advancement* (TTA) est devenu l'une des techniques les plus utilisées pour traiter la rupture du ligament croisé crânial de manière dynamique. Le principe de la méthode est fondé sur un postulat biomécanique vérifié chez l'homme. Le nombre croissant de publications qui lui sont accordées accroît les témoignages d'un rétablissement comparable à celui de la *tibial plateau levelling osteotomy* (TPLO) ou de techniques extracapsulaires. Le TTA est en pleine évolution et beaucoup de modifications de la technique originelle ont déjà été décrites.

Points forts:

La TTA avec la TPLO sont les techniques les plus couramment utilisées pour stabiliser dynamiquement le grasset après une RLCC.

La TTA, avec les évolutions qui lui ont été apportées, est une technique moins invasive que la TPLO.

La lésion méniscale postopératoire est la complication la plus fréquente après une TTA.

La TTA est, en pratique, préférée aux techniques extracapsulaires pour les chiens de grandes tailles ou sportifs.

Aucune étude à long terme sur les techniques extracapsulaires, la TTA ou la TPLO n'a permis de mettre en avant une technique plutôt qu'une autre.

Introduction

La première mention de rupture du ligament croisé antérieur (RLCC) date de 1926, mais ce n'est que 26 ans plus tard qu'une intervention chirurgicale pour le remplacer est rapportée. Le plus grand tournant dans le traitement de cette affection est apparu en 1984 lorsque Slocum décrit l'ostéotomie crâniale en coin du tibia (*cranial wedge tibial osteotomy*). La chirurgie ne consiste plus à remplacer le ligament, mais à modifier les forces dans le grasset afin que ce dernier soit stable à l'appui : la stabilisation dynamique est née. En 1993, Slocum introduit une modification dans sa propre technique en proposant l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial (*tibial plateau levelling osteotomy*, ou TPLO) (Figure 1a). En 2002, Montavon et coll. décrivent l'avancement de la tubérosité tibiale (*tibial tuberosity advancement*, ou TTA) [14]. Cette méthode consiste à réaliser une ostéotomie de la tubérosité tibiale dans le plan frontal et à avancer le fragment ainsi créé (Figure 1b). Depuis, le TTA et la TPLO sont les deux procédures les plus employées pour traiter dynamiquement la RLCC.

Principe de la stabilisation dynamique

Depuis sa description par Slocum et Devine, un intérêt particulier a été porté au phénomène dit de la "poussée tibiale antérieure" (*tibial cranial thrust*) comme cause des microtraumatismes répétitifs infligés au ligament croisé crânial (LCC) [16]. Cette force est une composante de la résultante des forces appliquées à l'articulation du grasset à la suite de l'appui du membre postérieur sur le sol. Elle croît d'autant plus que la pente du plateau tibial par rapport à l'axe fonctionnel du tibia est importante [16]. Le lien de cause à effet entre l'angle du plateau tibial et la RLCC reste controversé : plusieurs études n'ont pas réussi à démontrer sa valeur prédictive, notamment chez le labrador. Il a été suggéré que la RLCC résulte d'un déséquilibre entre les forces intervenant dans la poussée tibiale crâniale et la résistance propre du LCC [16]. Le rôle exact de ces facteurs et leur importance relative dans la RLCC chez le chien ne sont pas encore clairement définis. Une subluxation du tibia durant l'appui du membre provient de la perte du LCC, qui s'oppose normalement à la poussée crâniale. Ces observations suggèrent que la contraction des muscles quadriceps et gastrocnémiens (respectivement extenseurs du grasset et du jarret), qui équilibre l'action du sol sur le membre postérieur durant l'appui, pourrait prévaloir sur les muscles fléchisseurs du grasset, les rendant inaptes à contrebalancer la poussée tibiale antérieure. Cependant, la contraction de ces muscles fléchisseurs est assez forte durant le rappel du membre pour

réduire le déplacement antérieur du tibia (figure 2). Ces observations supportent le concept de déséquilibre dynamique entre les muscles agissant en regard du grasset prédisposé à la RLCC. Lorsque la patte est à l'appui, Tepic et coll. ont expliqué que la force totale appliquée au grasset peut se résumer à une force parallèle au tendon patellaire [19]. De plus, durant la phase d'appui, quand le grasset est à 135° , l'angle entre le plateau tibial et le tendon patellaire est toujours supérieur à 90° . Ainsi, afin d'annuler la poussée tibiale antérieure, il suffit que le plateau tibial soit perpendiculaire au tendon patellaire (figure 3A). Une des façons de réaliser cela est d'avancer la tubérosité tibiale (figure 3B). Deux des avantages spéculatifs du TTA sur la TPLO sont, d'une part, qu'il épargne l'articulation tibio-fémorale car le plateau tibial n'est pas modifié et, d'autre part, que le TTA augmente le moment d'extension du grasset, et peut donc réduire les forces agissant sur le tendon patellaire [19]. Un inconvénient du TTA est qu'il est limité à des tibias présentant des angles du plateau tibial inférieurs à environ 30° [8]. En effet, au-delà de 30° , les procédés utilisés pour mesurer la taille des implants avant la chirurgie tendent à sous-estimer l'avancement nécessaire [8].

Technique chirurgicale

1. Mesures préopératoires

Bien que des radiographies cranio-caudale et médio-latérale soient recommandées afin d'écartier d'autres maladies que la RLCC, seule la vue de profil est utilisée pour le choix des implants. Dans un premier temps, l'avancement nécessaire doit être calculé pour atteindre un angle de 90° entre le plateau tibial et le tendon patellaire. La vue de profil doit être réalisée avec le grasset positionné selon un angle de 135° et sans subluxation. Un article récent a souligné l'importance de la méthode pour déterminer un angle de 135° [4]. Mais, à ce jour, aucune des techniques n'a été définie comme le standard, bien que cela influe sur l'avancement final. En moyenne, il s'agit de l'angle mesuré au milieu de la phase d'appui au pas et au trot [14]. Cependant, aucun point de repère pour le déterminer n'a encore été décrit dans les publications sur le TTA.

Un transparent standard pour le TTA est ensuite utilisé pour évaluer l'avancement nécessaire (figure 4). Cette mesure tient compte de l'orientation du plateau tibial qui, de manière conventionnelle, est représenté par une ligne joignant le point le plus crânial et le point le plus caudal du plateau tibial (Figure 5a). Mais, sur le plan biomécanique, l'inclinaison du plateau tibial au point de contact tibio-fémoral est plus intéressante [2]. Une autre technique, dite "de la tangente commune", consiste à utiliser une ligne tangente à la partie crâniale de la portion

linéaire du condyle médial du tibia au point de contact tibio-fémoral (photo 5b et figure 6). Cette méthode donne une valeur de l'angle du plateau tibial comparable à la mesure anatomique, contrairement à la technique conventionnelle de l'évaluation de l'angle du plateau tibial [2]. Quelle que soit la méthode utilisée, la valeur de l'avancement doit être pondérée en fonction de la valeur de l'angle du plateau tibial. Cela permet de compenser le fait que le trait d'ostéotomie de la crête est plutôt parallèle à l'axe du tibia que perpendiculaire au plateau tibial [8].

Dans un second temps, un transparent illustrant les différentes tailles de plaques est employé pour choisir la plaque propre à recouvrir complètement la crête tibiale.

2. Chirurgie

La description détaillée de la technique proposée par Montavon *et al.* a déjà été publiée et va au-delà du sujet de cette revue [14]. Brièvement, après exploration de l'articulation du grasset par arthrotomie ou arthroscopie, la peau est incisée sur la face médiale du tibia. Les tissus mous sont disséqués sur la face médiale de la crête tibiale. Un guide est utilisé pour forer des trous parallèles entre eux dans la crête tibiale. Par la suite, la crête tibiale est ostéotomisée. La plaque est fixée à la crête grâce à un peigne occupant les trous préalablement forés dans celle-ci. La cage est placée dans le trait d'ostéotomie au même niveau que la tubérosité tibiale, puis la plaque est fixée à la diaphyse tibiale grâce à deux vis. La cage est finalement fixée au tibia et à la crête par deux vis corticales (Figure 7). Initialement, l'ajout de greffon d'os spongieux dans l'espace créé par l'avancement était recommandé. Cependant, cela est maintenant controversé. Si une étude confirme une cicatrisation plus rapide lors de greffe, une autre ne montre pas de différence flagrante et conclut que cela n'influe pas sur les complications rencontrées [3, 9].

Résultats cliniques

Six études principales ont décrit le suivi de séries de cas comprenant de 65 à 171 chiens opérés, mais une seule utilise un moyen objectif (analyse de la démarche avec une plate-forme de marche) pour décrire l'amélioration fonctionnelle après le TTA [5, 10, 13, 17, 18, 20]. L'âge moyen varie de 4,6 ans à 6,6 ans, avec un poids moyen de 34,2 à 39,7 kg. La principale race affectée est le labrador. Lors de la chirurgie, de 40 à 55 % des chiens présentent une lésion du ménisque médial. Si tous les auteurs décrivent une diminution du score de boiterie quelques semaines après l'intervention, ces résultats sont difficiles à interpréter et à comparer

en raison des biais inhérents à cette technique d'évaluation subjective (pas d'étude en aveugle, plusieurs vétérinaires impliqués). De plus, la corrélation entre la boiterie et le score attribué par un observateur est très faible. Voss et coll. ont réalisé des analyses de la démarche 6 mois en moyenne après un TTA [20]. Leur conclusion est que les chiens recouvrent 90 % de leur fonction normale dans cette période de temps.

Il est aussi très difficile de comparer la cicatrisation osseuse avec ces études en raison du manque de standardisation d'un score de cicatrisation. Lafaver et coll. décrivent une cicatrisation complète à 8 semaines pour 44 % des cas, contre seulement 10 % des cas pour Hoffmann à une période de temps comparable, et Stein et Schmoekel, rapportent un score de 3 sur 4, 6 semaines après l'intervention chirurgicale.

Dans l'étude de Voss et coll. précédemment citée où le résultat clinique était mesuré objectivement avec une plate-forme de marche, une des conclusions est que l'impulsion verticale n'est affectée que par la présence ou l'absence de complications [20].

Le taux de complications va de 11 % à 25 %, abstraction faite d'un œdème, d'un hématome ou d'un gonflement cutané en regard de l'incision, comme décrit jusque dans 59 % des cas par Hoffmann [10]. Des complications existent chez les 561 cas des cinq publications citées (tableau complémentaire sur www.WK-Vet.fr). Elles proviennent d'erreurs techniques, qui peuvent être évitées avec l'expérience (encadré).

La complication la plus fréquente est la lésion postopératoire du ménisque médial, qui affecte en moyenne 5,7 % des cas. Dans les articles, le pourcentage de lésions méniscales postopératoires est exprimé en fonction du nombre total de grassets étudiés. Il prend aussi en compte les ménisques lésés et traités pendant la chirurgie, donc bien moins à risque que les ménisques intacts. Lorsque le nombre de lésions méniscales postopératoires est ramené à celui de grassets avec un ménisque intact lors de la première opération, le taux de complications est en moyenne de 13,5 %, atteignant 22 % dans l'étude de Lafaver et coll. [13]. À titre de comparaison, dans un essai sur 1 000 cas de TPLO, le taux de lésions méniscales postopératoires était de 2,8 %. De nombreuses études *in vitro* ont exploré ce phénomène, sans pouvoir expliquer de façon claire l'origine de cette différence. Ces travaux semblent montrer que le TTA restaure la mécanique de contact tibio-fémorale et contraindrait ainsi les ménisques de façon plus physiologique que la TPLO. Certains auteurs préconisent le relâchement méniscal lorsque qu'il est intact.

Les lésions du ménisque médial après la chirurgie restent assez rares, et une meilleure évaluation du ménisque et, le cas échéant, une seconde opération en cas de complication sont préférables à un relâchement méniscal systématique.

Une complication récemment rapportée pour le TTA est la desmopathie du tendon patellaire [12]. Ce phénomène a été largement décrit avec la TPLO, mais devait théoriquement être minime lors de TTA en raison de l'allongement du bras de levier du quadriceps fémoral [19]. Cependant, la plupart des chiens développent une telle desmopathie lorsqu'ils sont contrôlés 6 semaines après un TTA [12]. Le réel impact clinique est inconnu et il se pourrait que cette maladie ne soit pas liée à la technique de traitement du ligament croisé, mais à l'arthrotomie qui lui est associée [12].

Biomécanique

Si les travaux cliniques sur le TTA restent rares, la technique a, en revanche, été largement étudiée *in vitro*. Pour le TTA, la force résultante appliquée au grasset est considérée comme parallèle au tendon patellaire alors que, pour la TPLO, elle est jugée parallèle à l'axe du tibia. Les premières études confirmant la validité de ce postulat chez le chien sont apparues à partir de 2007 [1]. Apelt et coll. ont démontré les premiers que, chez le chien, le TTA peut convertir la poussée tibiale antérieure en une poussée postérieure lorsque le ligament croisé antérieur est rompu. Cela se vérifie lorsque l'angle tendon patellaire-plateau tibial devient inférieur à 90° en moyenne [1]. Ce postulat étant vérifié chez le chien, les études se sont concentrées sur la mécanique de contact tibio-fémorale engendrée par le TTA [11]. Dans ces travaux, la localisation, la surface et la pression du contact tibio-fémoral sont évaluées. Après section du LCC, ces paramètres sont modifiés, mais semblent être restaurés par le TTA. Cela n'est pas vérifié pour la TPLO [11]. Les dernières études, confirment une fois de plus que le TTA réduit la poussée tibiale crâniale, et montrent que cette technique permet non seulement de réduire la force dans le tendon patellaire et la force rétro-patellaire d'environ 20 %, mais aussi de restaurer les alignements patello-fémoral et fémoro-tibial.

Évolution de la technique

L'avancement du tendon patellaire a été décrit chez l'homme en 1976 par P. Maquet pour diminuer la pression fémoro-rotulienne, réduisant ainsi la morbidité due à l'ostéo-arthrose du genou ou à la chondromalacie de la rotule. Les modèles originaux ont montré qu'un avancement de 2 cm de l'insertion du tendon patellaire permettait de réduire de 50 % les pressions exercées dans cette articulation lors de la marche (lorsque le muscle quadriceps se contracte, c'est-à-dire au début de la phase d'appui). Techniquement, la crête tibiale est

fendue à l'ostéotome. La partie distale de la crête est gardée intacte de sorte que la crête reste attachée distalement à la diaphyse tibiale. L'avancement est maintenu grâce à une autogreffe cortico-spongieux prélevé sur la crête iliaque ipsilatérale. Aucun implant métallique n'est utilisé.

Le TTA connu chez le chien est donc l'adaptation directe de cette méthode. Mais, contrairement à l'homme, pour des raisons de sécurité, des implants en titane ont été originellement développés pour maintenir la crête tibiale. Dans un effort de simplification, Etchepareborde et coll. ont publié, en 2010, une étude biomécanique ouvrant la voie à l'abandon de la plaque au profit de la seule cage, pour peu que la partie distale de la crête soit maintenue intacte (comme chez l'homme) (Figure 8) [6]. L'essai clinique préliminaire a montré que cette méthode, baptisée "technique de Maquet modifiée" (*modified Maquet technique*, MMT), était prometteuse et moins invasive que le TTA [7]. De plus, le fait que les implants soient moins nombreux que dans le TTA permet de diminuer le coût, le risque d'infection et le temps chirurgical.

Préalablement à ce procédé, de nombreuses firmes autres que Kyon ont développé des implants alternatifs. Dans un premier temps, pour diminuer le coût, l'acier inoxydable a remplacé le titane. Puis une plaque vissée à la crête (SecurosND) plutôt que maintenue par un peigne a été commercialisée [3]. L'avantage d'une telle plaque est de pouvoir être pliée et ainsi de s'adapter plus rapidement à la surface de la crête tibiale. De plus, son utilisation est plus flexible dans la mesure où la position de la plaque peut encore être modifiée après le placement de la première vis. Moins de trous sont nécessaires pour fixer la plaque, ce qui réduit les points de stress prédisposant à une fracture de la crête. Enfin, fondé sur le concept de la MMT, un implant fait d'une mousse de titane poreux a remplacé la cage en titane. Aucune étude clinique n'a encore été publiée bien que l'implant soit déjà en application, avec, semble-t-il, des résultats comparables à ceux des autres techniques. L'avantage de cette méthode tient à sa rapidité d'exécution, ainsi qu'à son caractère peu invasif. L'emploi d'un bloc métallique n'est pas nouveau puisqu'un bloc de titane poreux a été décrit avec succès en 2010 chez l'homme dans le cadre de l'avancement de la tubérosité tibiale.

En plus des modifications d'implants, le TTA, décrit à l'origine pour traiter la RLCC chez le chien, a été adapté au gré des nécessités. Les largeurs des cages disponibles étaient de 3, 6, 9 et 12 mm. Chez certains grands chiens, l'avancement requis était supérieur à 12 mm. Une technique a ainsi été proposée, qui descend la cage dans l'ostéotomie et supporte la partie la plus proximale de la crête par un allogreffe d'os spongieux. Depuis la description de cette procédure, plusieurs firmes ont commercialisé des cages atteignant jusqu'à 18 mm, ainsi que

des tailles intermédiaires entre les valeurs déjà existantes. De plus, un article décrit le traitement concomitant d'une RLCC et d'une luxation de rotule. Pour se faire, la plaque doit être minutieusement pliée et l'os du tibia fraisé pour accommoder l'œillet de la vis de la cage. Le TTA a aussi été décrit avec succès chez 2 chats.

En conclusion, les implants d'origine du TTA sont, à l'heure actuelle, les mieux décrits dans la littérature. Selon nous, ils sont de très bonne qualité et possèdent d'excellentes caractéristiques mécaniques. Les nouveaux implants ou techniques ne peuvent pas être justifiés par un seul gain de temps chirurgical, mais doivent apporter d'autres avantages (être moins invasif, réduire le risque d'infection, permettre une cicatrisation plus rapide), ou, au moins, démontrer, pour ces dernières, qu'elles sont aussi sûres que le TTA.

Conclusion

De nombreux chirurgiens préfèrent actuellement les techniques de stabilisation dynamique du grasset après une RLCC, notamment chez les chiens athlétiques. Malgré une amélioration clinique démontrée, la TTA (comme la TPLO) est toujours associé à une progression de l'ostéoarthrose chez au moins 55 % des chiens [15, 20]. À l'avenir, il sera souhaitable de développer de nouvelles techniques chirurgicales ou d'associer celles qui existent à un traitement médical qui permet d'arrêter la dégradation de l'articulation. Entre-temps, le choix d'une méthode (TTA, TPLO ou stabilisation extracapsulaire) reste à l'appréciation du chirurgien.

Références

1. Apelt D, Kowaleski MP, Boudrieau, RJ. Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an *in vitro* experimental study. *Vet. Surg.* 2007;36:170-177.
2. Baroni E, Matthias RR, Marcellin-Little DJ, Vezzoni A, Stebbins ME. Comparison of radiographic assessments of the tibial plateau slope in dogs. *Am. J. Vet. Res.* 2003;64:586-589.
3. Bisgard SK, Barnhart MD, Shiroma JT, Kennedy SC, Schertel ER. The effect of cancellous autograft and novel plate design on radiographic healing and postoperative complications in tibial tuberosity advancement for cranial cruciate-deficient canine stifles. *Vet Surg.* 2011;40:402-407.
4. Bush MA, Bowlt K, Gines JA, Owen MR. Effect of use of different landmark methods on determining stifle angle and on calculated tibial tuberosity advancement. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2011;3:205-210.
5. Dymond NL, Goldsmit SE, Simpson DJ. Tibial tuberosity advancement in 92 canine stifles: initial results, clinical outcome and owner evaluation. *Aust. Vet. J.* 2010;88:381-385.
6. Etchepareborde S, Barthelemy N, Mills J, Pascon F, Ragetly GR, Balligand M. Mechanical testing of a modified stabilisation method for tibial tuberosity advancement. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2010;23:400-405.
7. Etchepareborde S, Brunel L, Bollen G, Balligand M. Preliminary experience of a modified Maquet technique for repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2011;24:223-227.
8. Etchepareborde S, Mills J, Busoni V, Brunel L, Balligand M. Theoretical discrepancy between cage size and efficient tibial tuberosity advancement in dogs treated for cranial cruciate ligament rupture. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2011;24:27-31.
9. Guerrero TG, Makara MA, Katiofsky K et coll. Comparison of healing of the osteotomy gap after tibial tuberosity advancement with and without use of an autogenous cancellous bone graft. *Vet. Surg.* 2011;40:27-33.
10. Hoffmann DE, Miller JM, Ober CP, Lanz OI, Martin RA, Shires PK. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2006;19:219-227.
11. Kim SE, Pozzi A, Banks SA, Conrad BP, Lewis DD. Effect of cranial cruciate ligament deficiency, tibial plateau leveling osteotomy, and tibial tuberosity advancement on contact mechanics and alignment of the stifle in flexion. *Vet. Surg.* 2010;39:363-370.
12. Kuhn K, Ohlerth S, Makara M, Hassig M, Guerrero TG. Radiographic and ultrasonographic evaluation of the patellar ligament following tibial tuberosity advancement. *Vet. Radiol. Ultrasound.* 2011;52:466-471.

13. Lafaver S, Miller NA, Stubbs WP, Taylor RA, Boudrieau RJ. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complications in 101 dogs. *Vet. Surg.* 2007;36:573-586.
14. Montavon PM, Damur DM, Tepic S. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. 1st World Orthopedic Veterinary Congress, Munich, Germany. 2002:152.
15. Morgan JP, Voss K, Damur DM, Guerrero T, Haessig M, Montavon PM. Correlation of radiographic changes after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate-deficient stifles with functional outcome. *Vet. Surg.* 2010;39:425-432.
16. Slocum B, Devine T. Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 1983;183:456-459.
17. Stein S, Schmoekel H. Short-term and eight to 12 months results of a tibial tuberosity advancement as treatment of canine cranial cruciate ligament damage. *J. Small Anim. Pract.* 2008;49:398-404.
18. Steinberg EJ, Prata RG, Palazzini K, Brown DC. Tibial tuberosity advancement for treatment of CrCL injury: complications and owner satisfaction. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 2011;47:250-257.
19. Tepic S, Damur DM, Montavon PM. Biomechanics of the stifle joint. 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, Germany. 2002:189-190.
20. Voss K, Damur DM, Guerrero T, Haessig M, Montavon PM. Force plate gait analysis to assess limb function after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2008;21:243-249.

Figures

ENCADRÉ
Erreurs techniques rapportées lors de l'avancement de la tubérosité tibiale

- ▶ Trait d'osteotomie descendant plus bas que la vis proximale de la plaque.
- ▶ Plaque s'étendant au-delà de la limite de la crête.
- ▶ Trou dans la crête laissé vide.
- ▶ Vis monocorticale pour la plaque.
- ▶ Plaque mal contournée.
- ▶ Vis près de l'articulation.
- ▶ Peigne éloignée de la plaque.
- ▶ Partie distale de la plaque s'étendant au-delà du cortex caudal du tibia.
- ▶ Cage à l'envers.
- ▶ Fissure créée par la vis proximale de la plaque et transection du tendon du long extenseur des doigts.

Encadré : Erreurs techniques rapportées lors de l'avancement de la tubérosité tibiale



Figure 1a et 1b. Radiographies postopératoire immédiate. 1a TPLO. 1b TTA.

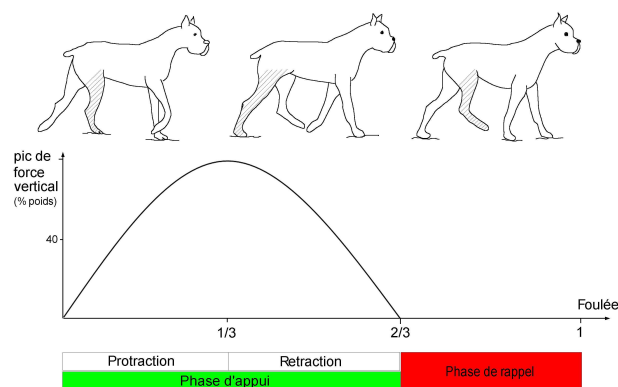


Figure 2 : Le cycle de la marche

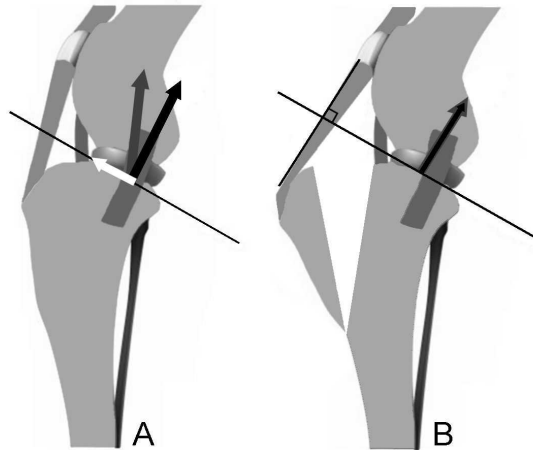


Figure 3 : Principe de stabilisation dynamique par TTA
 (légende sous la figure) A : la résultante des forces s'appliquant au point de contact tibio-fémoral est symbolisée par la flèche grise. Ce vecteur force peut être décomposé en un vecteur force perpendiculaire au plateau tibial (flèche noire), ne participant pas à la subluxation du tibia, et en un vecteur force dirigé crânialement (flèche blanche), nommé la poussée tibiale crâniale. B : le TTA vise à éliminer la poussée tibiale crâniale. La flèche grise étant parallèle au tendon patellaire, si ce dernier est perpendiculaire au plateau tibial, il n'y a plus de composante le long du plateau tibial ni donc de poussée tibiale crâniale.

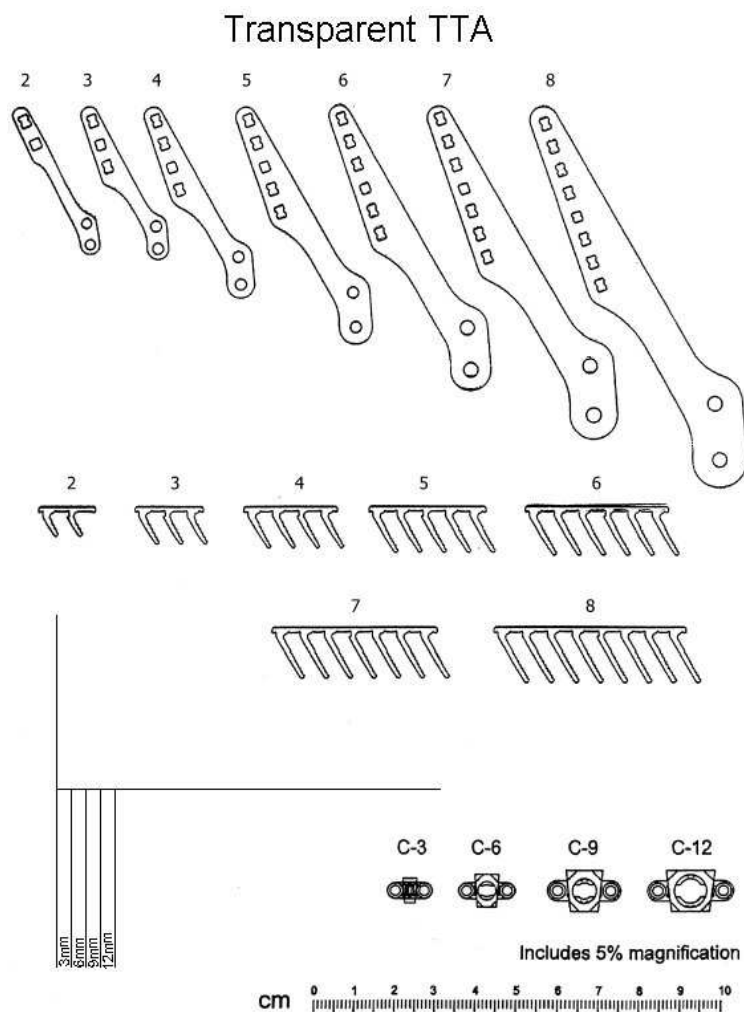


Figure 4 : Transparent standard lors d'avancement de la tubérosité tibiale

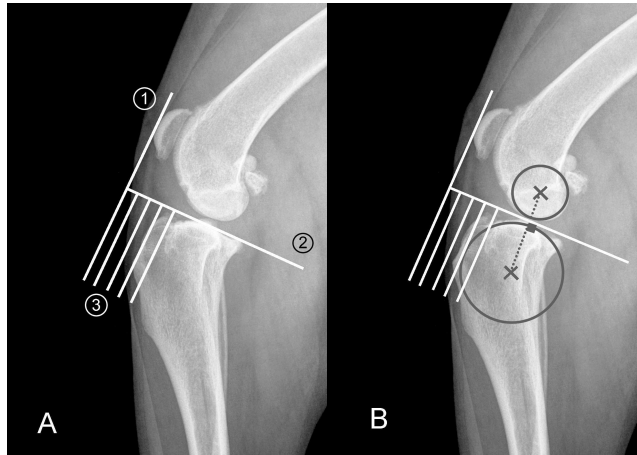
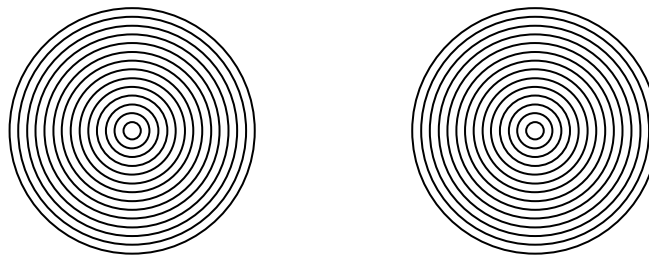


Figure 5a et 5b. Mesure de l'avancement nécessaire. 2a Méthode conventionnelle. La ligne 2 est placée le long du plateau tibial, ligne joignant la partie la plus crâniale et la partie la plus caudale du plateau tibial, et la ligne 1 passe par l'insertion du tendon patellaire sur le pôle distal de la rotule. Les lignes 3 permettent de lire l'avancement nécessaire afin que le tendon patellaire soit perpendiculaire au plateau tibial. 2b Méthode de la tangente commune. Les centres des condyles fémoraux et tibiaux sont notés. La ligne 2 est alors placée perpendiculaire à la ligne joignant les deux centres, et les lignes 1 et 3 s'utilisent comme pour la technique conventionnelle.

Transparent pour la TTA
« méthode de la tangente commune »



- 1) Superposer le cercle approprié sur les condyles fémoraux et marquer en le centre.
- 2) Sur le tibia, de même, superposer le cercle approprié sur les condyles du tibia et marquer en le centre.

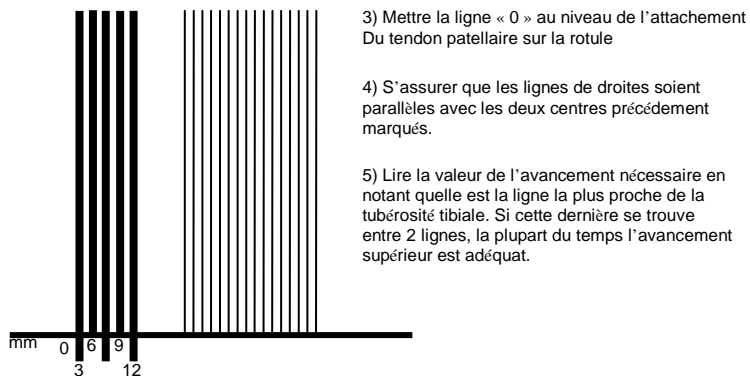


Figure 6 : Transparent utilisé pour la méthode de la tangente commune

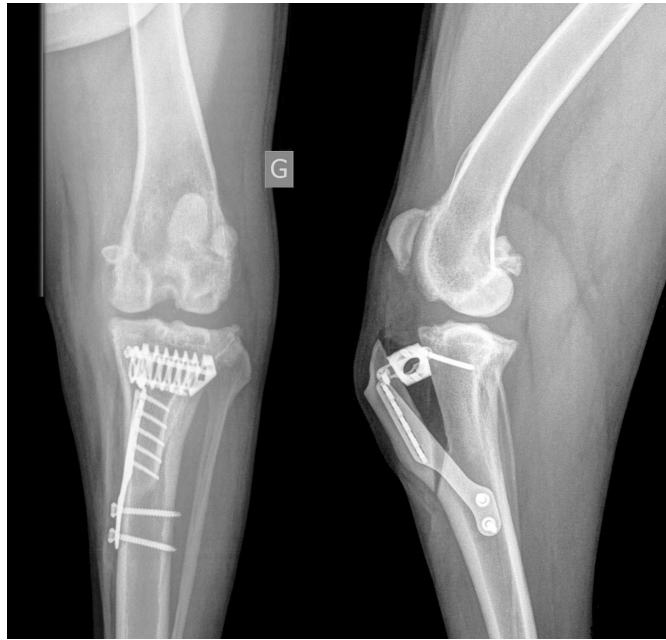


Figure 7. Radiographie postopératoire immédiate d'un TTA. Les différents implants sont visibles : la cage fixée par deux vis, la plaque vissée au tibia et maintenue à la crête par le peigne.



Figure 8. Radiographie de profil postopératoire immédiate d'une MMT. Les seuls implants utilisés sont la cage et ses deux vis. La partie la plus distale de l'ostéotomie n'est pas complète, laissant ainsi la crête attachée à la diaphyse tibiale et permettant l'omission de la plaque.

Article 1

Mechanical testing of a modified stabilisation method for tibial tuberosity advancement

Sébastien Etchepareborde¹; Nicolas Barthelemy¹; Jon Mills²; Frédéric Pascon³; Guillaume Ragetly⁴; Marc Balligand¹

¹Department of Clinical Sciences (Companion Animals), Faculty of Veterinary Medicine, University of Liège, 4000 Liège, Belgium.

²Scarsdale Veterinary Hospital, Derby, UK.

³Department of Architecture, Geology, Environment and Constructions, University of Liège, Belgium.

⁴Department of Veterinary Clinical Medicine, University of Illinois, Urbana, Illinois

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, published

Abstract

Objectives: This *in vitro* study evaluates 3 modified techniques of tibial tuberosity advancement (TTA). Loads to failure were calculated for each technique.

Methods: A 9mm TTA procedure was performed in tibiae of dogs weighing between 32 and 38 kg. In group 1 (n=12) the distal part of the tibial crest was left attached to the tibia by the cranial cortex and a figure-of-eight wire was added for stabilization. In group 2 (n=12) the tibial crest was left attached but no additional device was used for stabilization. In group 3 (n=12) the tibial crest was completely separated from the tibia and fixed by a figure-of-eight wire so that, in this group, only the wire opposed avulsion of the tibial crest. Unidirectional axial force was applied via the patella to determine the maximal load to failure of the model.

Results: There was no significant difference between group 1 and group 2. These two groups were significantly stronger constructs than were those in group 3.

Clinical significance: We described modifications to the TTA procedure without plate fixation that warrant clinical investigation. When the crest is broken during its advancement, the tension sustained by the repair is significantly weaker from a biomechanical point of view and use of such a repair clinically is not recommended by the authors.

Introduction

Cranial cruciate ligament (CrCL) insufficiency is one of the most common causes of lameness in dogs (1). Partial or complete CrCL rupture causes stifle joint instability and triggers a cascade of secondary pathologic changes including progressive osteoarthritis and subsequent meniscal injury (2, 3). Numerous surgical techniques have been described to manage CrCL insufficiency, each having potential or proven advantages and disadvantages (4). Over the past 25 years, the focus has shifted to the concept of creating dynamic stability in the CrCL-deficient stifle by altering bone geometry. Tibial wedge osteotomy (TWO) and then tibial plateau levelling osteotomy (TPLO) were first described for the treatment of CrCL rupture in 1984 and 1993 respectively (5, 6). In 2002, Montavon first postulated that tibial tuberosity advancement (TTA) could neutralize the cranially directed stifle shear forces (cranial tibial thrust) responsible for cranial tibial subluxation during weight bearing in dogs affected by CrCL rupture (7). The aim of the TTA is to modify the angle between the patellar tendon and the tibial plateau by advancing the tibial tuberosity. The new position is achieved by the osteotomy of the tibial crest and the insertion of a space-occupying titanium cage. Stabilization is achieved with a dedicated titanium plate that attaches to the tibial crest with a multi-pronged fork and to the tibial diaphysis with screws. Initial clinical studies report very promising results, similar to those obtained with TPLO (8).

Advancement of the patellar tendon has been described in humans since 1976 by Maquet (9, 10) to diminish the patellofemoral pressure, and to reduce morbidity from osteoarthritis of the knee or chondromalacia of the patella. Original models showed that a 2 cm advancement of the patellar tendon reduced pressure by approximately 50% during the phases of the gait when the quadriceps muscle contracts, that is to say at the beginning of weight-bearing (9). Theoretical controversy continues but the consensus seems to hold that, with proper indications and accurate technique, the Maquet procedure still plays a role in treating patellofemoral cartilage degeneration in people (11,12)

Triple tibial osteotomy (TTO), combining features of the TTA and the TWO, has been described in dogs to treat CrCL rupture (13). Three cuts are made in the proximal tibia to create a partial wedge osteotomy caudal to a partial tibial crest osteotomy. The tibial plateau is made perpendicular to the patellar tendon by rotating the proximal tibial fragment to close the wedge osteotomy while simultaneously advancing the tibial tuberosity (Fig. 1).

After reviewing papers about TTA in dogs where the tibial tuberosity is advanced without additional stabilisation of the tibial crest, we hypothesized that a modified tibial tuberosity advancement technique without plate fixation might still withstand tension superior to the calculated tension acting on the tibial tuberosity in a normal walking dog. This cadaveric study was intended to: (1) evaluate the mechanical strength of TTA without plate stabilisation and (2) compare the effect on mechanical strength of additional support made with a figure-of-eight wire. We hypothesized that TTA without plate fixation would withstand forces compatible with forces acting on the stifle during the walk and that the addition of a figure-of-eight wire would significantly strengthen the montage.

Material and methods

Specimen preparation

Pelvic limbs (n=36) were collected by disarticulation of the coxofemoral joint in 24 adult dogs weighing 32-38 kg that were euthanized for reasons unrelated to this study. Craniocaudal and mediolateral radiographic views were taken of each stifle to ensure there was no radiographic evidence of pathology. Tibial plateau angle (TPA) was measured for each stifle on the mediolateral radiographs, using a previously reported methodology (14). On the same radiograph, the thickness of the cranial cortex of the tibia was assessed 1 cm distal to the level of the most distal part of the tibial crest^a. After imaging, all limbs were wrapped in isotonic saline-soaked towels, and stored in sealed plastic bags at -20° C until testing. In preparation for testing, the limbs were thawed to room temperature overnight. Skin and soft tissues were removed sparing the patella and patellar tendon. The quadriceps tendon was sectioned proximal to the patella and the femur was discarded. Tibiae were cut transversely 8 cm distal to the most distal part of the tibial crest. Tissues were kept moist throughout the experiment by spraying the specimens with isotonic saline solution. In each specimen, a 2.5 mm diameter hole was drilled from caudal to cranial through the patella to accommodate a 2 mm diameter pin, used later to load the construct. A 3.5 mm hole (chosen after considering the size of the dog and the range of commercially available drill bits) was drilled in a mediolateral direction, immediately caudal to the cranial cortex as measured on radiographs, 1 cm distal to the distal extent of the tibial crest. A standard TTA osteotomy (15) was modified by ending the cut in this 3.5 mm hole, so leaving the distal part of the cortex intact. The osteotomy created a tibial crest portion of dimensions that would have been compatible with

the drilling and fork placement required for the standard TTA technique^b. The crest was advanced leaving the distal cranial cortex intact and a 9mm wide aluminium spacer was placed proximally in the osteotomy. The tibiae were individually potted to a depth of 6 cm in a polyester resin^c. During this procedure, great care was taken to ensure that the tibial plateau was kept parallel to the base of the resin-filled container.

Treatment groups

In group 1, one 1.5 mm diameter hole was drilled in the tibial diaphysis 1 cm distal to the distal end of the osteotomy and 5 mm caudal to the cranial edge of the tibia. Another 1.5 mm diameter hole was drilled in the tibial crest 1 cm above the distal end of the osteotomy midway between the cranial edge of the tibial crest and the osteotomy. A 1 mm diameter stainless steel cerclage was tied by the same operator (SE) in a figure-of-eight pattern using two twist knots.

In group 2 the additional 1.5mm holes were not drilled, no wire was placed, and only the intact cranial cortex stabilised the advanced tibial crest.

Left and right limbs of 12 dogs were randomly (toss coined) assigned to groups 1 and 2.

A third group (group 3) was made by harvesting randomly (toss coined) the left or the right hindlimb of 12 more dogs so that 12 sample were tested in this group. After the osteotomy, the cortical hinge was purposely broken so that the tibial crest was detached from the tibia. After placement of the cage, the distal part of the crest was replaced at its original location and the tibial crest was secured to the tibia using a wire placed as in group 1.

Testing protocol

Each construct was then fixed into a vice that was adapted to accept the cylindrical shape of the pot. The rigid fixation kept the base, and hence the tibial plateau, horizontal within the materials testing machine^d. This ensured that the patellar tendon-tibial plateau angle was 90°. Minimal preload was applied to straighten the patellar tendon by adjusting the turnbuckle (Fig. 2).

Tension was applied on the patellar tendon at a rate of 20mm/second until failure occurred. The mode of failure and the maximal load to failure were recorded^e.

Statistical analysis

All data were expressed as mean \pm standard deviation. Maximal load to failure was compared between the three groups with a risk factor of less than 0.05 considered statistically

significant. Despite the similar morphology of all dogs, independence of the limbs was not assumed. Statistical differences were evaluated between the groups with a mixed linear regression using a SAS MIXED procedure from SAS version 8. Dog, side, and treatment were classification effects and maximal load to failure was the mean model for the data. Unstructured forms were chosen for the within-subject variance covariance matrix. Pairwise comparison was performed with Tukey adjustments.

Results

All dogs were skeletally mature. The weight of the dogs ranged from 32 to 38 kg (mean: 34.6 ± 2.1 kg). None of the stifle joints had radiographic signs of degenerative joint disease.

Mean maximal load to failure was 1265 ± 275 N, 1123 ± 394 N and 613 ± 77 N for group 1, 2, and 3, respectively (Fig. 3)

There was no significant difference between group 1 and 2 ($p=0.4022$). There was a significant difference between group 1 and 3 and group 2 and 3 ($p<0.001$ and $p=0,001$, respectively).

In group 1, 9/12 samples failed by avulsion of the tibial crest after fracture of the cranial cortex at its thinner distal extremity, 2/12 failed by fracture of the diaphysis of the tibia at its insertion into the pot and 1/12 by fracture of the patella through the hole used for fixation to the press apparatus. In group 2, 6/12 samples failed by avulsion of the tibial crest, 5/12 failed by fracture of the diaphysis of the tibia at its insertion into the pot and 1/12 by fracture of the patella through the hole used for fixation to the press apparatus. In group 3, all 12 samples failed by failure of the figure-of-eight wire (breakage or untwisting of the knots).

Discussion

Tibial tuberosity advancement is now a well accepted technique to treat CrCL rupture (8, 16). Any modification of the standard procedure must adequately protect the tibial crest from avulsion. Our results justify further studies to confirm whether fixation with a plate and fork as originally described is necessary.

In the TTO procedure, the tibial tuberosity does not need protection by implants to prevent avulsion in most cases. However TTO only employs modest advancement as the relative contribution of the tibial tuberosity advancement to the total correction angle is 33% (13). In

the TTA procedure, and in our modified TTA procedure, the advancement provides 100% of the correction. This greater advancement is expected to increase stress concentration at the distal end of the incomplete osteotomy compared to the situation in TTO. The incidence of propagation of cracks might therefore be higher in our modified TTA procedure than in the TTO procedure. For this reason, the tibial tuberosity advancement without protection by implants that has been validated for TTO can not be simply transferred to TTA. A hole drilled at the distal extent of a partial osteotomy will theoretically decrease stress concentration. This technique has proved effective in obviating crack propagation in materials other than bone and has been successfully employed in the aerospace industry. This technique has been rarely described in bone fracture biomechanics (17). Studies have revealed that the stress around a defect, such as a surface scratch or a fissure, is much higher than expected. In fact, it may be shown generally that the true stress near such a defect σ_t , is given by: $\sigma_t = k \cdot \sigma$ where σ is the average stress and k is a factor that always exceeds 2. For cracks in bone: $k = D/r$ where in our cases, D is the length of the osteotomy and r is the smallest radius of a developing crack (distal end of the osteotomy) (18). Fig. 4.

Because of concerns with the thinness of the cranial cortex, and because fracture of the tibial crest is a reported serious complication in the TTO procedure (13), we tested some samples with the addition of a wire cerclage (group 1). The figure-of-eight wires were tightened with a wire twister/shear cutter^f and tension was judged adequate by a single operator based on his clinical experience. Ideally, the tension to which the wires were tightened should have been standardized by using a calibrated tightening device. Unfortunately we did not have access to such a device at the time of the study. This variation could potentially alter the results of this study. The average tension obtained by using twist knots on cerclage wire was reported to be 82N and the experience and abilities of the surgeon were not associated with ability to tie the wires tightly (19). While using only clinical experience to judge the wire tension is arguably a weakness in study design, this is almost certainly the way that surgeons would apply such wires if this technique becomes clinically validated in the future. Previous studies have indicated that the loop style knots, particularly the double loop, are mechanically superior (19, 20). However, many veterinarians do not use the loop style cerclage because of the cost of the instrument and the cost of the preformed loops. Placing two twist knots results in more rigid fixation than using a single twist knot in tension band wiring (21). Although the absence of soft tissue provided ideal conditions for the placement of the figure-of-eight wire flush to the bone and for the tightening of knots, the load to failure in group 3 was significantly lower than in groups 1 and 2. We do not think that our technique of tightening was sub-optimal as

the strength of the wire fixation in group 3 was comparable with strengths reported in previous studies (22, 23). The diameter of the wire was chosen based on our clinical experience. 1.0mm wire is reported to fail at a load of 450 N to 510 N (23).

It can be assumed that the more the tibial tuberosity is advanced, the more deformation is sustained by the distal tibial crest and the weaker it becomes. In our clinical experience, most dogs between 30 and 40 kg need a 9mm cage. In all our specimens (32-38 kg), we arbitrarily decided to use a 9 mm advancement rather than a 6 mm one in order to replicate the most stressful situation for the tibial tuberosity. Indeed, the stress being proportional to the advancement, it is intuitive that if the cortical hinge is adequately strong after placement of a 9 mm advancement, it would also be adequately strong for a 6 mm advancement in a given sized dog. Conversely, a 12 mm advancement in the same given sized dog cannot be assumed to leave the cortical hinge adequately strong. So we can not currently comment on the possible suitability of our modified TTA for use with a 12 mm advancement, or in dogs smaller than 30 kg where a 9 mm cage would advance the tibial crest through a relatively greater angle in a given sized dog, focusing more stress on the distal cortical hinge.

Kinematic analysis of the gait of normal dogs suggests that the angle of stifle flexion at the mid-point of the stance, when the limb will be substantially loaded, is between 120° and 140° (24, 25). The goal of the TTA procedure is to achieve an angle of 90° between the patellar tendon and the tibial plateau when the stifle is in 135° extension. So when the limb is substantially loaded the patellar tendon-tibial plateau angle will be 90° or less. When this angle is less than 90°, the force applied to the tibial tuberosity can be divided in 2 force vectors including one perpendicular to the tibial plateau pulling the tibial tuberosity proximally. This force tends to avulse the tibial tuberosity and it is maximal when the patellar tendon-tibial plateau angle is 90°. The second force vector is parallel to the tibial plateau pressing the tibial tuberosity towards the tibia (Fig. 5). We chose to test our constructs with tension perpendicular to the tibial plateau to maximise the tendency for avulsion.

Because of muscle redundancy and co-contraction, it is difficult to calculate true joint forces from biomechanical models. A three-dimensional biomechanical model of the canine hind limb examined the three-legged stance at midstride of a slow walk, at the point in time when the vertical component of the ground-reaction force is maximal (26). The summation of the quadriceps muscles forces was approximated at 49,74% of body weight. In our study, with a mean body weight of 35 kg, this represents a force of 174 N. Although this value is well below the range of forces reported in our model, this reflects a particular situation and in vivo study on patellar tendon forces in dogs are yet to be published.

Our findings should be treated with caution in light of the following limitations.

The lack of significance between group 1 and group 2 may be due to a type II statistical error. A higher number of samples might have demonstrated a difference between these groups. Testing of additional constructs would greatly improve the validity and the clinical applicability of the study. It would have been also interesting to compare our groups with a control group using a standard TTA technique stabilised with a plate and fork.

The testing process used unidirectional axial force and can not reproduce all the forces acting in vivo. Acute axial loading does not model the cyclical loading experienced by a TTA osteotomy during the postoperative repair phase. Our study is a pilot for further studies and should be read as such.

The stifles we used were tested after being thawed from -20°C . Ideally, specimens should be tested immediately after euthanasia, but this was not practical. Several studies have shown that freezing bone has no effect on torsion, bending and compression properties (27, 28). None has been published about the effect on tension.

Ours study did not allow evaluation of the contribution of soft tissues to the stability of the tibial tuberosity. Surgeons performing the TTO technique frequently observe how the tibial crest segment often does not displace substantially despite complete osteotomy, because of the soft tissue attachments.

The use of the technique we described to advance the tibial crest in clinical cases would not allow the tibial crest to be displaced proximally as recommended originally (15). The discussion on this particular point is beyond the scope of this study and further studies on the modifications of the patellofemoral joint after advancement of the tibial tuberosity and their clinical consequences are yet to be published.

Despite its recognised limitations, our study suggests that an intact distal cortical hinge may adequately resist tibial crest avulsion. This is supported by the good clinical results that we have obtained using this technique and which we hope to publish in the near future (Fig. 6). Although intraoperative assessment of the integrity of the cranial cortex of the tibial crest after advancement may be difficult, we pay particular attention to this point as fracture of the crest will decrease dramatically the mechanical strength of the repair. The mean load to failure of models when the crest is broken suggests that when it is obvious that the tibial crest has ruptured during advancement, standard TTA plate fixation is preferable. So, we continue to position the osteotomy as in the standard TTA technique, so that plating may be used as an alternative strategy if the cranial cortex hinge breaks.

In conclusion, we propose that a modified TTA procedure warrants clinical investigation.

1. Johnson JA, Austin C, Breur GJ. Incidence of Canine Appendicular Musculoskeletal Disorders in 16 Veterinary Teaching Hospitals from 1980 through 1989. *Vet Comp Orthop Traumatol* 1994; 7(2): 56-69.
2. Innes JF, Barr AR. Clinical natural history of the postsurgical cruciate deficient canine stifle joint: year 1. *J Small Anim Pract* 1998; 39: 325-32.
3. Jackson J, Vasseur PB, Griffey S, et al. Pathologic changes in grossly normal menisci in dogs with rupture of the cranial cruciate ligament. *J Am Vet Med Assoc* 2001; 218: 1281-4.
4. Aragon CL, Budsberg SC. Applications of evidence-based medicine: cranial cruciate ligament injury repair in the dog. *Vet Surg* 2005; 34: 93-8.
5. Slocum B, Devine T. Cranial tibial wedge osteotomy: a technique for eliminating cranial tibial thrust in cranial cruciate ligament repair. *J Am Vet Med Assoc* 1984; 184: 564-9.
6. Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1993; 23: 777-95.
7. Tepic S, Damur DM, Montavon PM (eds). Biomechanics of the stifle joint In: 1st World Orth Vet Congress, September 5th-8th, 2002, Munich, Germany.
8. Lafaver S, Miller NA, Stubbs WP et al. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complications in 101 dogs. *Vet Surg* 2007; 36: 573-86.
9. Maquet P. Advancement of the tibial tuberosity. *Clin Orthop Relat Res* 1976; 115: 225-30.
10. Mendes DG, Soudry M, Iusim M. Clinical assessment of Maquet tibial tuberosity advancement. *Clin Orthop Relat Res* 1987; 222: 228-38.
11. Fair J. Tibial tubercle osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1982; 64: 766-771.
12. Herrenbruck TM, Mullen DK, Parker RD. Operative management of patellofemoral pain with degenerative arthrosis. *Sports Med Arthroscopy Rev* 2001; 9: 312-324.
13. Bruce WJ, Rose A, Tuke J et al. Evaluation of the triple tibial osteotomy. A new technique for the management of the canine cruciate-deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 20: 159-68.
14. Abel SB, Hammer DL, Shott S. Use of the proximal portion of the tibia for measurement of the tibial plateau angle in dogs. *Am J Vet Res* 2003; 64: 1117-23.
15. Montavon PM, Damur DM, Tepic S (eds). Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle In: 1st World Orth Vet Congress, September 5th-8th, 2002, Munich, Germany.

16. Hoffmann DE, Miller JM, Ober CP et al. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006; 19: 219-27.
17. Incavo S, Difazio F, Wilder D et al. Longitudinal crack propagation in bone around femoral prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1991; 272: 175-180.
18. Black J. Practical aspects of material deformation. In: *Orthopaedic Biomaterials in research and practice* (Livingstone C). New York, Edinburgh, London, Melbourne 1988: 48.
19. Roe S. Evaluation of tension obtained by use of three knots for tying cerclage wires by surgeons of various abilities and experience. *J Am Vet Med Assoc* 2002; 220: 334-6.
20. Roe SC. Mechanical characteristics and comparisons of cerclage wires: introduction of the double-wrap and loop/twist tying methods. *Vet Surg* 1997; 26: 310-6.
21. Hak DJ, Golladay GJ. Olecranon fractures: treatment options. *J Am Acad Orthop Surg* 2000; 8: 266-75.
22. Guadagni JR, Drummond DS. Strength of surgical wire fixation. A laboratory study. *Clin Orthop Relat Res* 1986; 209: 176-81.
23. Voss K, Imhof J, Kaestner S et al. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 2: 299-304.
24. Conzemius MG, Evans RB, Besancon M et al. Effect of surgical technique on limb function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 2005; 226: 232-6.
25. Wilson JW, Belloli DM, Robbins T. Resistance of cerclage to knot failure. *J Am Vet Med Assoc* 1985; 187: 389-91.
26. Shahar R, Banks-Sills L. Biomechanical analysis of the canine hind limb: calculation of forces during three-legged stance. *Vet J* 2002; 163: 240-50
27. Goh JC, Ang EJ, Bose K. Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. *Acta Orthop Scand* 1989; 60: 465-7.
28. Linde F, Sorensen HC. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech* 1993; 26: 1249-52.

- a Efilm workstation 2.1.2, Merge eMed, Raytec, Oreye, Belgium
- b Kyon, Zürich, Switzerland
- c Polymer Vanhamme, Liège, Belgium
- d Schenck hydropuls 100 kN, Instron Corporation, Norwood, USA
- e Hewlett-Packard 7090A, Palo Alto, USA
- f Veterinary Instrumentation, Sheffield, England

Figures:

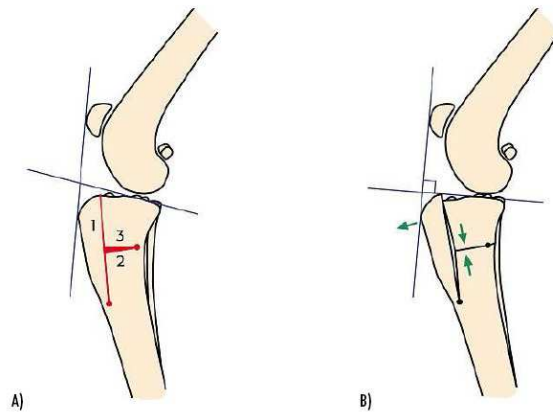


Fig 1: A) The three osteotomies are depicted. B) Advancement of the tibial tuberosity is depicted as a result of reduction of the wedge osteotomy. Note that the tibial plateau is perpendicular to the straight patellar ligament. Copyright permission N° 157/07/2009

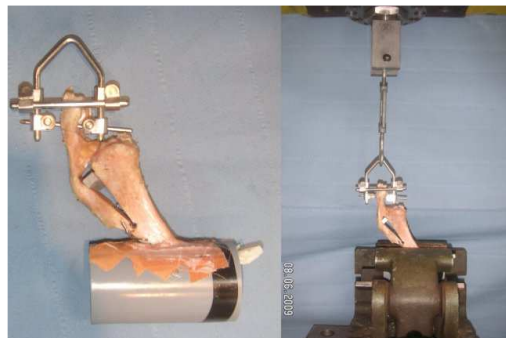


Fig 2: A) The tibial tuberosity has been advanced. The distal end of the proximal tibial diaphysis is embedded in the resin potting material. Note the aluminium spacer, and also the figure of 8 wire as this particular specimen was from group 1. B) The tibia is secured to the testing machine by means of a vice adapted to the cylindrical shape of the pot and a turnbuckle linking the load applicator to a pin through the patella.

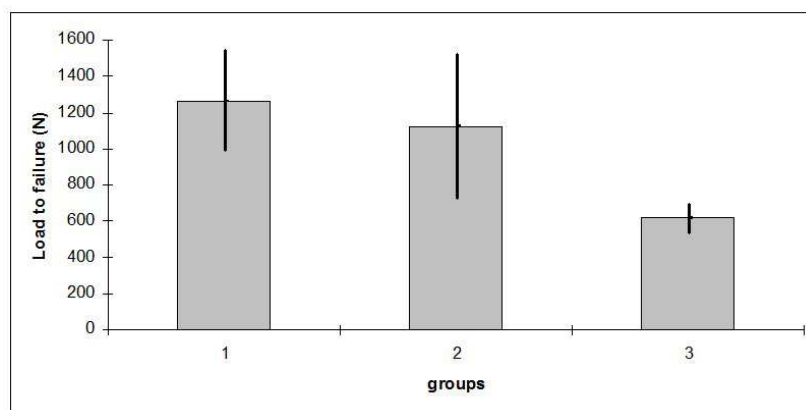


Fig 3: Bar graph of mean load to failure of each group with standard deviations indicated.

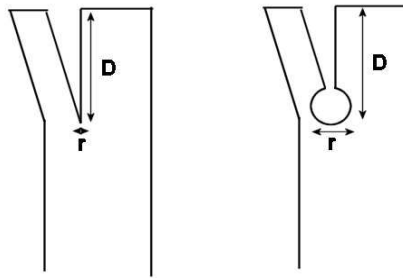


Fig 4: The true stress near a defect is proportional to the average stress by a factor k with $k = D/r$. D is the length of the osteotomy and r is the width at the end of the osteotomy (radius of the hole in our case). Both pictures show the same osteotomy length (D) but on the left, the width at the end of the osteotomy corresponds to the thickness of the sawblade and on the right, this width corresponds to the radius of the hole. The width being much smaller on the left, the true stress will be much higher.

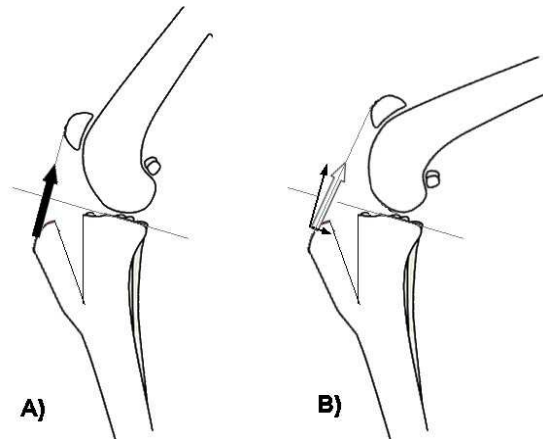


Fig 5: A) the stifle is at 135° after advancement of the tibial crest. The large black arrow represents the force pulling on the tibial crest, perpendicular to the tibial plateau. B) the stifle has now flexed and the patellar tendon-tibial plateau angle is less than 90° . The force pulling the tibial crest (white arrow) can be divided on its 2 components (small black arrows): one force parallel to the tibial plateau pulling the crest against the tibia and one perpendicular to the tibial plateau, inferior to the resultant force.



Fig 6: Radiograph of the stifle of a 5 year old dog after modified tibial tuberosity advancement with a 6mm cage.

Article 2

Preliminary experience of a modified Maquet technique for repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs

Sébastien Etchepareborde; Laurencie Brunel; Géraldine Bollen; Marc Balligand

Department of Clinical Sciences (Companion Animals), Faculty of Veterinary Medicine,
University of Liège, 4000 Liège, Belgium.

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, published

Abstract

The modified Maquet technique (MMT) uses the same principle as the tibial tuberosity advancement (TTA) for stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient stifle in the dog. In the MMT the tibial tuberosity is advanced in a similar manner to that used in the TTA however the means by which the tibial crest is stabilized differs. The plate and fork originally described are not used. The MMT was first described by Maquet in humans; it leaves intact a distal bony attachment to the tibial shaft, and the tuberosity is reinforced or not by a figure-of-eight wire. In this paper, the MMT is described and the results of our first 20 canine patients with cranial cruciate ligament rupture treated by the MMT are reported. Mean clinical bone healing time was 6.8 weeks [range 4 to 12 weeks].

The evidence provided by this case series suggests that it is technically possible to achieve an advancement of the tibial tuberosity without the need for a plate. The MMT deserves consideration as a primary treatment option for cranial cruciate ligament rupture in dogs and further evaluation in large clinical studies. Long term follow up and force plate analysis would be necessary to compare the MMT to TTA and tibial plateau levelling osteotomy.

Introduction

Cranial cruciate ligament (CrCL) insufficiency is one of the most common causes of lameness in dogs (1). Partial or complete CrCL rupture causes stifle joint instability and triggers a cascade of secondary pathologic changes including progressive osteoarthritis and subsequent meniscal injury (2, 3). Numerous surgical techniques have been described to manage CrCL insufficiency, each having potential or proven advantages and disadvantages (4). Over the past 25 years, the focus has shifted to the concept of creating dynamic stability in the CrCL-deficient stifle by altering bone geometry. Tibial wedge osteotomy (TWO) and tibial plateau levelling osteotomy (TPLO) were first described for the treatment of CrCL rupture in 1984 and 1993 respectively (5, 6). In 2002, Montavon, Damur and Tepic first postulated that tibial tuberosity advancement (TTA) could neutralize the cranially directed stifle shear forces (cranial tibial thrust) responsible for cranial tibial subluxation during weight bearing in dogs affected by CrCL rupture (7,8). The aim of the TTA procedure is to modify the angle between the patellar tendon and the tibial plateau by advancing the tibial tuberosity. The new position is achieved, following tibial tuberosity osteotomy, by cranial displacement of the tuberosity and the insertion of a titanium cage as a spacer. Stabilization is achieved with a dedicated titanium plate that attaches to the tibial crest with a multipronged fork and to the tibial diaphysis with screws. Clinical studies report very good results, similar to those obtained with TPLO (9, 10).

Advancement of the tibial tuberosity in humans has been described since 1976 by Maquet and others (11, 12) to diminish the patellofemoral pressure, and to reduce morbidity from osteoarthritis of the knee or chondromalacia of the patella.

Triple tibial osteotomy (TTO), combining features of TTA and TWO, has been described in dogs to treat CrCL rupture (13). After reviewing the Maquet procedures of tibial tuberosity advancement in humans and TTO in dogs where the tibial tuberosity is advanced without additional stabilization of the tibial crest, it was our hypothesis that TTA could be performed in dogs without the need for plate stabilisation. A modified Maquet technique (MMT) was developed for use in dogs following the concept of biological repair with a balance between a maximal preservation of soft tissue integrity and vascularity and minimal implants necessary for fracture healing (14).

The purpose of this report was to describe a MMT and the short-term outcome in 20 dogs that were treated for cranial cruciate ligament rupture using this procedure.

Materials and methods

Preoperative evaluation

The patient population consisted of 20 dogs suffering from CrCL injury that were referred to the Veterinary hospital of Liège and treated by MMT. All dogs were assessed for lameness preoperatively. A numerical rating scale with six levels of lameness severity was utilized as follows: 0 = no detectable lameness at a walk or trot, no detectable lateral weight shift at a stance; 1 = no detectable lameness at a walk or trot and minor lateral weight shift at a stance; 2 = lameness at a walk or trot without hip hike; 3 = lameness at a walk or trot with hip hike; 4 = non-weight bearing at a trot; 5 = non-weight bearing at stance. Standard mediolateral and craniocaudal radiographs of the affected stifles were obtained. For the mediolateral view, the limb was positioned so that the stifle joint was at 135° using the long axes of the femur and tibia as references axes. A standardized TTA transparency (Kyon, Zurich, Switzerland) was used to determine the amount of TTA required to position the patellar tendon perpendicular to the tibial plateau in a standing position (135° stifle joint extension).

Anaesthesia

All dogs were premedicated with medetomidine 10µg/kg IV. General anaesthesia was induced using propofol (3mg/kg) via a peripheral venous catheter and maintained using isoflurane in 100% oxygen. Epidural and administration of morphine (0.2mg/kg) and bupivacaine (1mg/kg) was performed. Intraoperative crystalloid fluid therapy (10ml/kg/hour) was used to maintain systemic blood pressure. Intravenous cefazolin (22mg/kg) was administered peri-operatively every 90 minutes. Intravenous carprofen (4mg/kg) was administered pre-operatively for analgesia. A forced warm-air system was used intra- and post-operatively to maintain body temperature.

Surgical technique

Surgery was performed with the dog in lateral recumbency and the affected limb was uppermost. The limb was aseptically prepared and draped to provide full access to the limb from mid-thigh to the hock. Exploration of the stifle joint before surgical stabilization was completed either by mini-arthrotomy or arthroscopy to determine the degree of damage to the cruciate ligaments and menisci. Remnants of the torn CrCL were debrided and any meniscal

tears were treated by partial meniscectomy of the injured portion of the meniscus or complete caudal pole meniscectomy. Meniscal release of intact medial menisci was not performed. The approach to the craniomedial aspect of the tibial crest was made by a craniomedial skin incision. Without dissecting the subcutaneous tissue, a straight longitudinal incision was made through the subcutaneous tissues and the periosteum 1cm caudal to the cranial border of the tibial crest and it extended a further 2 cm beyond the distal part of the tibial crest. The periosteum was elevated along the incision to create a 2 mm wide passage for the saw blade. Between 5 mm to 15 mm edistal to the distal part of the tibial crest according to the size of the dog, the periosteum was also elevated enough to allow the drilling of a transverse hole immediately caudal to the cranial cortex (as measured on the preoperative lateral radiographic projection). The osteotomy, perpendicular to the sagittal plane of the tibia, was extended from a point cranial to the long digital extensor tendon to the previously drilled hole. The tibial crest was slowly moved cranially using an appropriate spacer that corresponded to the selected titanium cage width. A titanium cage (Kyon AG, Zurich) was placed into the osteotomy gap at the proximal extent of the osteotomy and secured to the tibia with two 2.4 mm titanium cortical screws (Kyon AG, Zurich). In certain cases, at the discretion of the surgeon, a figure-of-eight wire was placed to secure the distal intact bony attachment of the tibial crest and in others the wire was omitted (Fig 1 and 2). In order to place the wire, one 1.5 mm diameter hole was drilled in the tibial diaphysis 1 cm distal to the distal end of the osteotomy and several millimeters caudal to the cranial edge of the tibia. Another 1.5mm diameter hole was drilled in the tibial crest approximately 1 cm proximal to the distal end of the osteotomy midway between the cranial edge of the tibial crest and the osteotomy. Two small incisions were made cranially in the periosteum at the level of each hole in order to elevate the periosteum laterally over a few millimetres and pass the wire through the holes. No bone graft was used in the osteotomy gap. The limb was evaluated to confirm the absence of cranial tibial thrust. Closure of the surgical site was routine. Post-operative 135° mediolateral and craniocaudal radiographs were obtained and a modified Robert-Jones bandage was applied for the first week post-operatively. All dogs received tapered doses of morphine during 24-hours postoperatively and then were discharged. Cefazolin (22 mg/kg, BID) and carprofene (2 mg/kg, BID) were given orally during one week.

Radiographic analysis

Radiographs were made preoperatively, immediately postoperatively and at one month re-evaluations for 3 months. All radiographs were assessed by a board radiologist (XX). All radiographs were evaluated for degree of osteoarthritis using a previously described 0-4 scale (15) with 0 representing no evidence of degenerative change, 1 signifying mild osteophyte formation, 2 indicating mild-moderate osteophyte formation, 3 representing moderate osteophyte formation and 4 signifying severe osteophyte formation. The follow up radiographs were also evaluated for healing of the osteotomy site: clinical bone healing was defined as bridging mineralized callus in the region of osteotomy proximal to the cage or in the region of osteotomy between the cage and the cortical hinge. A complete bone healing was defined as bridging mineralized callus in the region of osteotomy proximal to the cage AND in the region of osteotomy between the cage and the cortical hinge. In addition, observations were collected regarding the implant positioning: the immediate postoperative radiographs were compared to the following radiographs looking for signs of subsidence of the cage.

Follow-up

In-hospital evaluations and postoperative radiographs were performed monthly until 3 months. All dogs were assessed for lameness as well as any other complications by one of two observers (SE, MB).

Results

20 dogs were included in the study. The breeds of dogs included cross breeds (n=5), Bernese mountain dogs (n=4), American Staffordshire (n=3) Labrador (n=2) and one of each following: Beagle, Boxer, Dogue de Bordeaux, Golden retriever, Great Dane and Jack Russel terrier. The median lameness score at time of first evaluation was 3. Mean age at surgery was 5.9 ± 3.4 years (range from 8 months to 13 years) and mean weight at surgery was 33 ± 12 kg (range from 9 to 57kg). The median radiographic score for osteoarthritis in all joints was 3 as concluded from radiographs.

The CrCL rupture was complete in 15 dogs and partial in 5. The CrCL was fully debrided in all cases. The meniscus was found to be intact in 12 stifle joints. In 6 stifle joints a bucket handle tear of the medial meniscus was treated by partial caudal pole meniscectomy. Two

dogs had a complex tear of the caudal horn of the medial meniscus and were treated by caudal pole meniscectomy.

The sizes of the cages used for the MMT was 9mm (n=15), 6mm (n=3) and 3mm (n=2). Wire used in 17 dogs was 1.2mm (n=5), 1mm (n=11), 0.8mm (n=1) diameter; in 3 dogs wire was not used. The size of the hole created at the distal extremity of the osteotomy line ranged from 2.7 to 4.5 mm according to the size of the dog.

There were not any immediate perioperative problems; the cortical hinge of the tibial crest was not broken during the advancement in any of the cases. Clinical bone healing occurred by a mean of 6.8 weeks (range 4 to 12 weeks). At the 12 weeks follow up, 16 dogs had radiographic signs of complete bone healing (Fig 2 on the right). Due to the retrospective nature of this study, only 12 cases had the exact same alignment of the limb for the immediate and 3 months postoperative medio-lateral and cranio-caudal radiographs. In none of these 12 cases was there any sign of implant subsidence. For the remaining 8 cases, the implant seemed to be at the same location 3 months postoperatively in comparison to the immediate postoperative radiographs and there was not any sign of screw lucency visible; however this could not be confirmed as there was a slight difference between the two radiographs.

The median postoperative lameness score 3 months postoperatively was 0.

Two of the dogs were admitted again 6 weeks and 12 weeks postoperatively with a grade 3 hindlimb lameness and clinical examination revealed signs consistent with a subsequent meniscal tear. A medial mini-arthrotomy was performed and caudal pole meniscectomy was performed in both dogs.

In one dog, there were radiographic signs of fracture of the tibial crest but without any avulsion at one month after surgery (Fig 3). The dog did not have any sign of lameness 3 months after the surgery. The specific pathology, implants used and complications for each dog are described in the Supplementary Table 1 (Available online at <http://www.VCOT-online.com>).

Discussion

Tibial Tuberosity advancement has been performed in a wide variety of dogs with CrCL ruptures (10,16-18). Although a size or weight limitation has not been previously reported, the advancement is limited by the size of the cage commercially available and the minimal size of the dog is limited by the size of the plates. A modification of the TTA has been described in order to realize advancement greater than 12mm (17).

One biomechanical study has shown that 1mm wire is sufficient to stabilise the tibial crest fragment in dogs up to 38 kg body weight (20). However, based on another study on the mechanical strength of orthopaedic wire (19), we recommend adapting the wire diameter to the body weight of the dog as follows: 0.8mm wire for dogs up to 20kg, 1mm wire for dogs 20 to 30kgs, and 1.2mm wire for dogs weighing over 30 kgs.

Fracture of the tibial crest is of concern during tibial MMT because the strength of the tibial crest relies mainly on the integrity of the cortical hinge and enhanced by the figure-of-eight wire in certain cases. The tibial tuberosity should be advanced slowly and progressively during MMT to prevent fracture of the distal cortical hinge because an experimental study, has shown such fractures to dramatically decrease the mechanical strength of the repair, even with the use of a figure-of-eight wire (20). The diminished mean load to failure of constructs when the crest is fractured suggests that conversion to a standard TTA plate fixation might be recommended in those cases. Therefore, we recommend performing the osteotomy sufficiently caudal so that plating can be used as an alternative fixation if the distal cortical hinge breaks. An advantage of the MMT is preservation of the periosteum of the tibial crest. Indeed, several authors reported fracture of the crest or failure of the implant after TTA without significant avulsion of the tibial tuberosity (9, 10, 18). This showed the importance of the soft tissue in maintenance of the stability of the tibial crest. By reducing division of the soft tissues around the tibial crest to a strict minimum, our technique may even more increase the stability of the tibial crest in case of fracture.

The MMT does not allow a proximal shift of the tibial crest after its advancement as advocated by some authors (10). There are very few reports on the effects of distal displacement of the tibial tuberosity following advancement in humans from which we can draw any conclusions (21). In dogs, the effects of iatrogenic displacement of the patella on a proximodistal axis are not known. One study proposed an association between proximodistal malalignment of the patella (patella alta or baja) and the direction of patellar luxation (medial

or lateral) (22). Another publication stated that medial patellar luxation was associated with patella alta, whereas lateral patellar luxation was associated with patella baja (23). To our knowledge, there are not any reports about the effects of patella baja induced by the advancement of the tibial crest in dogs. Further studies are needed to address this particular issue and its effect on the patellofemoral joint.

A 0-4 scale for bone healing was already described by Hoffman et al (16) with 0 indicating no osseous healing, 1 representing early bone production without bridging between the tibial tuberosity and the shaft of the tibia, 2 signifying bridging bone formation at one site, 3 indicating bridging bone at two sites, and 4 representing bridging bone at all three sites. The sites were defined as the region of osteotomy proximal to the cage, the region of osteotomy between the cage and the plate, and the region of osteotomy distal to the plate. This scale is not completely applicable to MMT as the cortical hinge is intact. Consequently, even immediately after the MMT there is bone bridging at one of the three sites, meaning the healing score would be 2 already. Clinical bone union for a fracture refers to the period in the recovery process of a fracture when healing has progressed to the point in strength that the fixation can be removed (24). This definition cannot be applied to MMT or TTA as there is no intent to remove the implants. We defined clinical bone healing when signifying bridging bone is observed in the region of osteotomy proximal to the cage and in the region of osteotomy between the cage and the cortical hinge. Practically, we used this time point as the moment when the dog could resume a normal activity without restriction. Hoffman et al (16) reported that 87% of their cases had some degree of radiographic healing (grade 2 or higher on their scale) at an average of 8.6 weeks. They felt comfortable in allowing a return to normal activity 8 to 10 weeks after the surgery. Based on Hoffman's scale for healing, our definition of clinical bone healing would correspond to grade 3 or higher because the cortical hinge counted as one site of bone bridging. For this reason, we believe that our definition of clinical bone healing was justified and that dogs could resume normal activity after this radiographic stage. Hoffman et al reported that healing of the osteotomy gap was deemed to be complete (grade 4) in only 10% of the cases at a follow-up time of 11.4 weeks (16). At a follow up time of 12 weeks, 16 out of 20 dogs had complete healing in our study. This outcome supported our impression that some cases healed very rapidly. This could have been due to less extensive elevation of the periosteum over the tibial crest and hence a better preservation of the blood supply (Fig 2).

Two of our twenty dogs experienced subsequent meniscal injury. However, 8 dogs had meniscal injury treated during the surgery. Therefore, a more accurate representation of

frequency of subsequent meniscal tears is 2 of 12. Although it is difficult to draw conclusion for such a low number of cases, this value is comparable to the rates of 21.7% and 16.2% that were reported by others (12, 18).. Although it has been suggested that meniscal release would decrease this rate of late meniscal injury after TTA (10), nothing has been published in the literature to confirm this argument. Meniscal release results in significant changes in medial femorotibial contact mechanics (25) and in itself is associated with articular cartilage loss, further meniscal pathology, osteoarthritis and lameness (26). Before recommending meniscal release in every dog treated surgically for CrCLrupture, the detrimental long-term effects in a large population of dogs need to be evaluated.

The retrospective nature of this study, and the small number of cases treated, limits the strength of any conclusions that can be made. A limitation of the report is the lack of postoperative functional assessment by the use of a force plate preventing a comparison of our outcome data with that obtained after TTA (9). The evidence provided by this study suggests that MMT without application of a plate deserves consideration as a primary treatment option for CrCL in dogs and further evaluation in large clinical studies.

References

1. Johnson JA, Austin C, Breur GJ. Incidence of Canine Appendicular Musculoskeletal Disorders in 16 Veterinary Teaching Hospitals from 1980 through 1989. *Vet Comp Orthop Traumatol* 1994; 7: 56-69.
2. Innes JF, Barr AR. Clinical natural history of the postsurgical cruciate deficient canine stifle joint: year 1. *J Small Anim Pract* 1998; 39: 325-32.
3. Jackson J, Vasseur PB, Griffey S et al. Pathologic changes in grossly normal menisci in dogs with rupture of the cranial cruciate ligament. *J Am Vet Med Assoc* 2001; 218: 1281-4.
4. Aragon CL, Budsberg SC. Applications of evidence-based medicine: cranial cruciate ligament injury repair in the dog. *Vet Surg* 2005; 34: 93-8.
5. Slocum B, Devine T. Cranial tibial wedge osteotomy: a technique for eliminating cranial tibial thrust in cranial cruciate ligament repair. *J Am Vet Med Assoc* 1984; 184: 564-9.
6. Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1993; 23: 777-95.
7. Montavon PM, Damur DM, Tepic S (eds). Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle In: 1st World Orth Vet Congress, September 5th-8th, 2002, Munich, Germany.
8. Tepic S, Damur DM, Montavon PM (eds). Biomechanics of the stifle joint In: 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, September 5th-8th, 2002, Munich, Germany.
9. Voss K, Damur DM, Guerrero T et al. Force plate gait analysis to assess limb function after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008; 21: 243-9.
10. Lafaver S, Miller NA, Stubbs WP et al. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complications in 101 dogs. *Vet Surg* 2007; 36: 573-86.
11. Maquet P. Advancement of the tibial tuberosity. *Clin Orthop Relat Res* 1976; 115: 225-30.
12. Mendes DG, Soudry M, Iusim M. Clinical assessment of Maquet tibial tuberosity advancement. *Clin Orthop Relat Res* 1987; 222: 228-38.
13. Bruce WJ, Rose A, Tuke J et al. Evaluation of the triple tibial osteotomy. A new technique for the management of the canine cruciate-deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 20: 159-68.
14. Palmer RH. Biological osteosynthesis. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1999; 29: 1171-85.
15. Rayward TM, Thomson DG, Davies JV et al. Progression of osteoarthritis following TPLO surgery: a prospective radiographic study of 40 dogs. *J Small Anim Pract* 2004; 45: 92-7.

16. Hoffmann DE, Miller JM, Ober CP et al. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006; 19: 219-27.
17. Burns J, Boudrieau RJ. Modified tibial tuberosity advancement procedure with tuberosity advancement in excess of 12 mm in four large breed dogs with cranial cruciate ligament-deficient joints. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008; 21: 250-5.
18. Stein S, Schmoekel H. Short-term and eight to 12 months results of a tibial tuberosity advancement as treatment of canine cranial cruciate ligament damage. *J Small Anim Pract* 2008; 49: 398-404.
19. Wilson JW, Belloli DM, Robbins T. Resistance of cerclage to knot failure. *J Am Vet Med Assoc* 1985; 187: 389-91.
20. Etchepareborde S, Barthelemy N, Mills J, et al. Mechanical testing of a modified of a modified stabilization method for tibial tuberosity advancement. accepted in *VCOT*.
21. Nakamura N, Ellis M, Seedhom BB. Advancement of the tibial tuberosity: a biomechanical study. *J Bone Joint Surg* 1985; 67: 255-60.
22. Mostafa AA, Griffon DJ, Thomas MW, et al. Proximodistal alignment of the canine patella: radiographic evaluation and association with medial and lateral patellar luxation. *Vet Surg* 2008 Apr; 37(3):201-11.
23. Piermattei D, Flo GL. The stifle joint, in Piermattei DL, Flo GL (eds): *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* (ed.3). Philadelphia, PA: Saunders; 1997, p516-534.
24. Piermattei D, Flo GL. The stifle joint, in Piermattei DL, Flo GL (eds): *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* (ed.3). Philadelphia, PA: Saunders; 1997, p36.
25. Pozzi A, Kim SE, Lewis DD. Effect of transaction of the caudal menisco-tibial ligament on medial femorotibial contact mechanics. *Vet Surg* 2010; 39: 489-95.
26. Luther JK, Cook CR, Cook JL. Meniscal release in cruciate ligament intact stifles causes lameness and medial compartment cartilage pathology in dogs 12 weeks postoperatively. *Vet Surg* 2009; 38: 520-9.

Figures



Figure 1: Immediate postoperative radiograph and 3 months follow up of the right stifle of a Labrador operated with the modified Maquet technique using a wire.

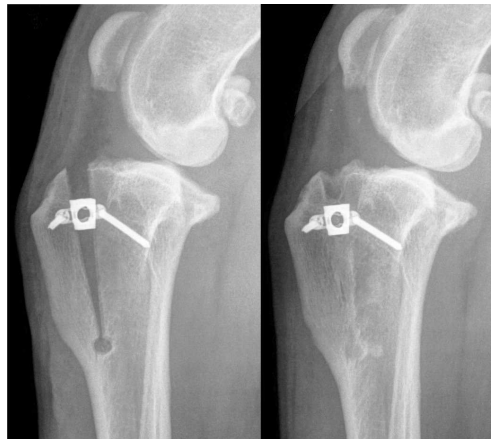


Figure 2: Immediate postoperative radiograph and 3 month follow up of the right stifle of a cross breed operated with the modified Maquet technique without wire. Note the advanced stage of bone mineralization within the gap.



Figure 3: One month follow up radiograph of a Bernese Mountain dog. The tibial tuberosity is obviously broken but only minimal displacement is noticed. The false impression of subsidence of the cage is given by the rotation of the Xrays and by the fact that the beam is not aligned with the length of the cage. (This view best shows the fracture line and is not a conventional postoperative view as it can be noted that the angle of extension is not 135° and the femoral condyles are not superimposed).

Article 3

Mechanical testing of a new osteotomy design for tibial tuberosity advancement using the Modified Maquet Technique (MMT)

Laurencie Brunel; Sébastien Etchepareborde; Nicolas Barthelemy; Marc Balligand

Department of Clinical Sciences (Companion Animals), Faculty of Veterinary Medicine,
University of Liège, 4000 Liège, Belgium.

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, accepted for publication

Abstract

Objectives: This *in vitro* study evaluates the stiffness of the cortical hinge, strip of bone left intact at the end of the osteotomy during tibial tuberosity advancement.

Methods: 156 tibiae were prepared using a new osteotomy in order to achieve tibial tuberosity advancement for MMT. The tibial tuberosity was then advanced at a rate of 10mm/s until failure. Ultimate load to failure was recorded. The effects of the angle of opening, thickness, area and stiffness of the cortical hinge and body weight on maximal advancement before failure were studied using univariate and multivariate linear regression analysis

Results: the distance of advancement of the tibial tuberosity at failure was significantly related to the angle of opening, the body weight, as well as the thickness and the stiffness of the cortical hinge. However, no significant correlation was found between the maximal advancement of the tuberosity and the cross-sectional area of the cortical hinge.

Clinical significance: Further clinical studies, including more cases and a longer follow-up, are warranted to confirm our ex-vivo observations.

Introduction

Cranial cruciate ligament deficiency results in both translational and rotational instability of the canine stifle. Several surgical techniques have been developed to neutralize mainly the tibiofemoral shear forces, using either static or dynamic repairs (1-8). Tibial plateau levelling osteotomy and tibial tuberosity advancement (TTA) are the most commonly used techniques for dynamic repairs (6, 9, 10). A modification of the original TTA technique was described and named the modified Maquet technique (MMT). The MMT avoids the use of a plate, as it leaves intact a distal osseous attachment, called the cortical hinge, with the tibial shaft (11, 12); it also preserves soft tissue integrity because reflection of the periosteum along the tibial crest is minimal. MMT and TTA are derived from a surgical technique that was first introduced by Maquet to relieve pain in osteoarthritic and chondromalacic patellofemoral joints in human (13).

As a discrepancy exists between the desired tibial tuberosity advancement and the truly achieved advancement, the tendency is currently to increase the cage size determined by preoperative planning (14). In our clinical experience with 50 cases, a limitation of the MMT is the formation of a fissure (33%) or a fracture (15%) of the cortical hinge during the advancement of the tibial crest (**Fig. 1**) (unpublished data). As previously reported in a biomechanical study, fracture of the distal cortical attachment significantly decreases the mechanical strength of the repair, even when using a tension band wire (11); so conversion to a TTA has been recommended. However, according to our clinical experience, the use of a tension band when a fissure or fracture occurs, is associated with osteotomy healing and a good outcome (unpublished data).

Our purposes were 1. to develop a new osteotomy design to achieve adequate tibial tuberosity advancement without occurrence of a fissure; 2. to determine factors affecting the maximal advancement and the ultimate load to failure; 3. to calculate two algorithms which could predict maximal advancement and ultimate load to failure.

Our hypothesis was that the mechanical properties were positively correlated with the size of the cortical hinge.

Materials and Methods

Specimen preparation:

Pelvic limbs (n = 156) were collected by disarticulation of the coxofemoral joint in 78 skeletally mature dogs that were euthanatized for reasons unrelated to this study. The body weights of the dogs ranged from 7,6 to 54 kg (mean 23.5 ± 8.8 kg). Skin and soft tissues were removed, leaving only the tibia, patella tendon and patella which kept moist throughout the experiment by spraying the specimens with isotonic saline solution.

Osteotomy design:

The osteotomy was started at a point 10mm caudal to the tibial tuberosity and it then extended over a distance equivalent to 150% the length of the tibial crest (Fig 2). The distance of 10 mm was chosen so that there was sufficient bone remaining to enable conversion of the MMT into a TTA procedure if a fracture of the cortical hinge occurred.

The osteotomy was started with a straight proximal part along the whole length of the tibial crest, and then it was curved slightly caudally to finish as a straight distal part over a distance equal to 50% the tibial crest length. The thickness of the cortical hinge varied according to the body weight of the dog, and it was 2mm (<15kg), 3mm (15 to 25 kg) or 4 mm (> 25 kg). The saw blade was directed perpendicularly to the medial aspect of the tibial shaft throughout the entire process of executing the osteotomy.

Testing protocol:

Tibial tuberosity advancement:

The tibiae were placed in a custom jig, with the osteotomy plane parallel to the transverse crossbar of a calibrated servohydraulic testing machine (Instron 3366, Instron, Boechout, Belgium) (**Fig. 3**). A right-angled 2.5mm pin was inserted into a 2.8 mm hole drilled in the tibial crest immediately caudal to the tibial tuberosity. To eliminate any slack, the pin was preloaded using a turnbuckle, taking care not to induce any displacement of the crest. Advancement of the crest was performed at a rate of 1 mm/s. The maximal displacement was recorded when the tibial crest failed. Failure of the tibial crest was defined as a sudden drop in the load deformation curve. The angle of opening and the stiffness of the cortical hinge were calculated and all data were recorded (Bluehill V2.3, Instron Corporation, Boechout, Belgium) (**Fig. 4**). In the absence of failure of the tibial crest, the advancement test was

stopped between 25 and 30 mm as we considered this value significantly above the required advancement in any clinical cases.

Tibial tuberosity axial loading:

The tibiae were fixed into a custom-jig, maintaining the tibial plateau in a horizontal position. The tibial tuberosity was advanced using a 6mm cage in dogs <15 kg and a 9mm cage in dogs > 15kg. Loading was exerted at a rate of 10 mm/s in a direction perpendicular to the tibial plateau, via the patella tendon and the patella that was fixed within a rigid split cup connected to the cross-bar of the Instron machine (**Fig. 5**). Ultimate load to failure was considered clinically relevant if it reached 2 times the bodyweight.

Imaging study:

Medio-lateral radiographic views of the stifle at 135° extension were taken before harvesting the tibia. Supplementary radiographic views of each tibia were taken just before advancement, with the radiographic beam projected in the same plane as the osteotomy, and perpendicular to the medial aspect of the tibia.

The thickness of the cortical hinge and the tibial cranial cortex were accurately measured on these radiographs using a scientific image analysis software^a (15). At the completion of the advancement test, all the cortical hinges were cut transversally and the cross-sectional area of the cut bone was recorded using the same image analysis software (15).

Statistical analysis:

All data were expressed as mean ± standard deviation. The effects of the angle of opening, thickness, area and stiffness of the cortical hinge and body weight on maximal advancement before failure were studied using univariate and multivariate linear regression analysis. The effect of the osteotomy shape (cutting plane, isthmus) was determined using an analysis of covariance (ANOVA). Correlation between maximal advancement of paired tibiae from the same dog and stiffness, area and thickness of the cortical hinge were measured using a Spearman test. The effects of thickness, area, stiffness of the cortical hinge and body weight on ultimate load to failure were studied using univariate and multivariate linear regression analysis.

A value of $p < 0.05$ was considered significant.

^aImageJ, US National Institutes of Health, Bethesda, Md, USA

Results

Tibial tuberosity advancement:

Ninety-six tibiae were tested by advancement of the tibial tuberosity. The mean body weight of dogs from which bone was harvested was 23.8 ± 8.4 kg.

For the last 60 harvested tibiae, the desired distance of tibial tuberosity advancement was determined using the common tangent method on the medio-lateral radiographic views of the stifle at 135° extension. The desired distance of the tibial tuberosity advancement was 6mm (16 tibiae), 9mm (12 tibiae), 12 mm (18 tibiae) and 15 mm (14 tibiae). The mean maximal distance of advancement achieved during testing was 15.6 ± 6.4 mm, 20.75 ± 5.2 mm, 21.25 ± 5.2 mm and 22.7 ± 5.2 mm respectively. The desired amount of tibial tuberosity advancement was reached in all but 1 tibial; in this bone advancement of 15 mm was planned with the common tangent method and the tibial crest fractured at 13 mm.

For the 96 tibiae, the distance of advancement of the tibial tuberosity at failure was significantly related to the angle of opening ($R^2 = 0.77$; $p < 0.0001$), the body weight ($R^2 = 0.17$; $p < 0.0001$), as well as the thickness ($R^2 = 0.22$; $p = 0.0002$) and the stiffness of the cortical hinge ($R^2 = 0.41$; $p = 0.0498$). However, no significant correlation was found between the maximal advancement of the tuberosity and the cross-sectional area of the cortical hinge ($R^2 = 0.00$; $p = 0.9930$).

Maximal advancement of the tibial tuberosity could be predicted with the following formula ($R^2 = 0.90$):

$$ADV_{\max}(\text{mm}) = -5.44 + 0.868 \alpha + 0.291 \text{ body weight (kg)}$$

α = Angle of Opening; There was a moderate correlation between the paired tibiae for each dog ($r = 0.69$; $p < 0.0001$) for the distance of maximal advancement achieved.

Tibial Tuberosity Axial Loading:

Sixty tibial crests were used for testing by axial loading of the tibial tuberosity until failure. Mean body weight of the dogs from which bones were harvested for testing was 23.1 ± 9.6 kg.

Mean ultimate load to failure was 1348 ± 504 N. It was approximately 6 times the body weight.

Two out of 60 tibiae failed at a load less than 2 times the body weight. Ultimate load to failure was significantly influenced by the body weight as well as the area ($R^2 = 0.70$; $p < 0.0001$) and

thickness of the cortical hinge ($R^2 = 0.71$; $p < 0.0001$). The ultimate load to failure could be predicted using the following formula ($R^2 = 0.61$)

Ultimate LOAD (N) = - 417.561 + 15.680 BODY WEIGHT (Kg) + 508.116 THICKNESS of cortical hinge

Seventeen tests were interrupted before failure of the crest because of patella fracture or avulsion from the patellar tendon. Stiffness was correlated with the cross-sectional area ($r=0.68$; $p=0.0005$) but not with the thickness ($r=0.20$; $p=0.2991$) of the cortical hinge.

Discussion

The new osteotomy was longer and curved slightly caudally to run parallel to the cranial tibial cortex in its distal part. The thickness of the cortical hinge was varied from 2 to 4 mm in order to find a good compromise between sufficient resistance of the hinge to fracture (cortex thick enough) and sufficient ductility (cortex not too thick) to allow the required displacement. Mean maximal advancement was higher than usually clinically required and ultimate load to failure was approximately 6 times the body weight. Factors influencing maximal advancement were mainly the angle of opening and the stiffness of the cortical hinge as well as technical errors such as variation in the osteotomy plane or presence of an isthmus. The thickness of the cortical hinge and the body weight had a moderate effect on the maximal advancement. Factors mainly influencing the ultimate axial load to failure were the body weight, the cross-sectional area and the thickness of the cortical hinge. Maximal advancement and ultimate load to failure could be predicted using the calculated algorithms reported in this paper.

When treating cranial cruciate ligament deficiency, the required distance of advancement of the tibial tuberosity is mainly influenced by the tibial plateau angle, the size of the tibia (indirectly the body weight) and the method of measurements (14, 16-19). Initially, cages (Kyon, Zurich, Switzerland) designed for TTA ranged in size from 3 to 12mm. However it became obvious that giant breed dogs and dogs with a very large tibial plateau angle would need bigger advancement. A technique to increase the advancement using the existing 12mm cage associated with a cancellous bone block was described (20). Nowadays, the sizes of available TTA cages range from 3 to 16mm. Advancement of 15 mm is readily feasible using the conventional TTA technique because the tibial crest is freed completely from the proximal

tibia. However, when performing the MMT, a cortical hinge must be left intact and advancement relies on its deformation. Advancement of 9 mm has been studied in vitro and clinically but very few data exist about larger advancement (11, 12).

Originally, placement of a distal drill hole was described to prevent formation of a fissure as recommended by Maquet (11, 13). Our clinical experience revealed that fissure or fracture of the tibial crest did always happen at the level of the hole. Moreover, studies of human total hip prosthesis have demonstrated that placement of a drill hole at the tip of a longitudinal fissure in bone does not prevent fissure propagation (21). For this reason, we described a modified osteotomy, that was curved and longer, without drilling a distal hole. Indeed, Slocum had previously described a stress-relief osteotomy distal to a V-shaped tibial tubercle recession for the treatment of the caudal cruciate ligament deficient stifle (22). This maneuver allowed the tibial tubercle to be moved caudally without breaking (22). Advantages of our modified osteotomy are ease of technique and tolerance of axial loads to failure

of approximately 6 times the body weight. On a three-dimensional biomechanical model of the canine hindlimb tested at a slow walk, at 80% of the stance phase, maximal force in the patellar tendon, produced by the summation of the quadriceps muscles forces, was approximately 0.95 times the body weight (23). Because of the lack of published data, we measured via a load cell the force exerted on a quadriceps tension band of an ex-vivo hind limb model (unpublished pilot study) when 75% of body weight was applied on the limb by a servohydraulic press, corresponding to hind limb peak vertical force at a trot in vivo. The recorded force in the quadriceps tension band reached up to 2 times the body weight. Hence we arbitrarily defined 2 times the body weight as being a safe requirement in clinical cases. In our study, the mean ultimate load to failure was 6.12 ± 2.4 times the body weight.

For the same angle of opening, a longer osteotomy allows a bigger advancement (Fig. 6). It was our impression that having the osteotomy parallel to the cranial tibial cortex in the distal part of the osteotomy, would decrease the stiffness of the cortical hinge, hence increase the maximal advancement. Whereas the area of the cortical hinge was correlated with stiffness, the thickness of the cortical hinge was not. One explanation could be that the ultimate load to failure at the maximal advancement is recorded after the cortical hinge has plastically deformed (kinking), always far beyond the yield point, whereas the stiffness has been calculated in the elastic deformation phase of the cortical hinge, and therefore was not yet affected by the kinking which reduces its thickness.

The concerns about safety of an osteotomy of the tibial crest that is prolonged distally in the tibial shaft are not limited to the resistance to traction of the tibial crest itself, but also to the

resistance to fracture of the tibial shaft under loading. We hypothesized that the mechanical performance of the tibia would be decreased compared to an intact tibia, yet no precise data are known regarding the required performances of the tibial shaft in physiological conditions. Studies of 75 clinical cases (50 original MMT and 25 modified MMT) did not reveal any tibial fracture or bone remodelling of the tibial shaft after a 3-month follow up. The present study revealed the deleterious effect of technical errors that affect the biomechanical properties of the cortical hinge. Maintaining the entire osteotomy a medio-lateral plane was essential in prevention of early failure of the tibial tuberosity advancement. Changing the osteotomy plane distally might create complex constraints hence premature failure at the level of the cortical hinge upon placement of the cage. An isthmus could also precipitate failure of the crest during advancement as it would act as a stress riser (Fig. 7).

In cases of fracture of the tibial crest, a sudden drop in resistance should be easily felt during manual advancement. However, a fissure may be more subtle and difficult to detect. Should a fracture happen during surgery, a tension band wire must be added to stabilize the crest or the MMT may be converted to a conventional TTA (11). This explains why the width of the tibial crest is maintained at 10mm (width of the Kyon® drill guide). The two formulae should be useful to approximate the expected maximal advancement and ultimate load to failure of the tibial crest. The expected maximal advancement can be predicted using one algorithm and should be higher or at least equal to the desired advancement measured preoperatively. With the other formula, it is possible to approximately determine the minimal thickness of the cortical hinge necessary to obtain an ultimate load to failure higher than 2 times the body weight, keeping in mind that in this latter case the coefficient of determination has a value of only 0.61. A limitation in our axial loading testing protocol was that the loading test was interrupted in several specimens harvested from some of the heaviest dogs by patella avulsion from patellar tendon or patella fracture before fracture of the tibial crest occurred. This loss of data may have resulted in an underestimation of the ultimate load to failure.

In physiological loading conditions, the mode of cortical bone deformation is predominantly elastic. Advancement of the tibial tuberosity deforms the bone of cortical hinge in an unphysiological way, leading to plastic deformation being reached long before fracture occurs. For this reason we defined the maximal advancement as being the ultimate load to failure instead of the yield point (24).

The precise age of the dogs used for our study could not be determined although we confirmed that all were mature, based on radiographs. It is known from human bone analyses that cortical bone becomes more brittle with aging (24). Cortical porosity, which is mainly

due to variations in the number, length and diameter of Haversian and Volkmann canals, can vary from less than 5% to almost 30% and is positively correlated with the age (25-27). This could explain why 3 tibial crests fractured unexpectedly after a little advancement despite the absence of technical errors. Therefore, it would have been interesting to study the influence of bone mineral density on biomechanical properties of the cortical hinge; analysis of bone mineral density using dual energy X-ray absorptiometry should be part of a further study.

In conclusion, we have described a new osteotomy design for MMT. Bone mechanical properties associated with this new osteotomy appeared satisfactory, with mean maximal advancement values that were higher than the expected clinical requirements in the majority of cases, and ultimate axial load to failure more than 6 times the body weight. Further clinical studies, including more cases and a longer follow-up, are warranted to confirm our ex-vivo observations.

References

1. Apelt D, Kowaleski MP, Boudrieau RJ. Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an in vitro experimental study. *Vet Surg.* 2007;36(2):170-7.
2. Apelt D, Pozzi A, Marcellin-Little DJ, et al. Effect of cranial tibial closing wedge angle on tibial subluxation: an ex vivo study. *Vet Surg.* 2010;39(4):454-9.
3. Bruce WJ, Rose A, Tuke J, et al. Evaluation of the triple tibial osteotomy. A new technique for the management of the canine cruciate-deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2007;20(3):159-68.
4. Kipfer NM, Tepic S, Damur DM, et al. Effect of tibial tuberosity advancement on femorotibial shear in cranial cruciate-deficient stifles. An in vitro study. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008;21(5):385-90.
5. Reif U, Hulse DA, Hauptman JG. Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate-deficient stifle joint: an in vitro study. *Vet Surg.* 2002;31(2):147-54.
6. Slocum B, Devine T. Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *J Am Vet Med Assoc.* 1983;183(4):456-9.
7. Tonks CA, Lewis DD, Pozzi A. A review of extra-articular prosthetic stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2011;24(3):167-77.
8. Warzee CC, Dejardin LM, Arnoczky SP, et al. Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study. *Vet Surg.* 2001;30(3):278-86.
9. Montavon PM, Damur DM, Tepic S, editors. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. 1st World Orthopedic Veterinary Congress; 2002; Munich, Germany.
10. Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1993;23(4):777-95.
11. Etchepareborde S, Barthelemy N, Mills J, et al. Mechanical testing of a modified stabilisation method for tibial tuberosity advancement. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2010;23(6):400-5.
12. Etchepareborde S, Brunel L, Bollen G, et al. Preliminary experience of a modified Maquet technique for repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2011;24(3):223-7.
13. Maquet P. Advancement of the tibial tuberosity. *Clin Orthop Relat Res.* 1976(115):225-30.

14. Etchepareborde S, Mills J, Busoni V, et al. Theoretical discrepancy between cage size and efficient tibial tuberosity advancement in dogs treated for cranial cruciate ligament rupture. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2011;24(1):27-31.
15. Rasband WS. ImageJ. Bethesda, Maryland, USA: U.S. National Institutes of Health; 1997-2011; Available from: <http://imagej.nih.gov/ij/>.
16. Boudrieau RJ. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement? *Vet Surg.* 2009;38(1):1-22.
17. Bush MA, Bowlt K, Gines JA, et al. Effect of use of different landmark methods on determining stifle angle and on calculated tibial tuberosity advancement. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2011;24(3):205-10.
18. Hoffmann DE, Kowaleski MP, Johnson KA, et al. Ex vivo biomechanical evaluation of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle with varying angles of stifle joint flexion and axial loads after tibial tuberosity advancement. *Vet Surg.* 2011;40(3):311-20.
19. Inauen R, Koch D, Bass M, et al. Tibial tuberosity conformation as a risk factor for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2009;22(1):16-20.
20. Burns CG, Boudrieau RJ. Modified tibial tuberosity advancement procedure with tuberosity advancement in excess of 12 mm in four large breed dogs with cranial cruciate ligament-deficient joints. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008;21(3):250-5.
21. Incavo S, Difazio F, Wilder D, et al. Longitudinal crack propagation in bone around femoral prosthesis. *Clinical Orthop and Rel Res.* 1991;272(November).
22. Slocum B, Slocum, D. Tibial tubercle recession for the caudal cruciate ligament-deficient stifle. In: Bojrab J, editor. *Current techniques in small animal surgery.* 4th edition ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1998. p. 1220-2.
23. Shahar R, Banks-Sills L. A quasi-static three-dimensional, mathematical, three-body segment model of the canine knee. *J Biomech.* 2004;37(12):1849-59.
24. Bartel LB, Davy DT, Keaveny TM. *Orthopaedic biomechanics: Mechanics and Design in Musculoskeletal Systems.* New Jersey: Pearson Prentice hall; 2006.
25. Bartel LB, Dwight TD, Keaveny TM. Material properties of cortical bone. In: *Orthopaedic Biomechanics: mechanics and design in musculoskeletal systems.* Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall; 2006.
26. Brockstedt H, Kassem M, Eriksen EF, et al. Age- and sex-related changes in iliac cortical bone mass and remodeling. *Bone.* 1993;14(4):681-91.
27. McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, et al. Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(8):1193-205.

Figures

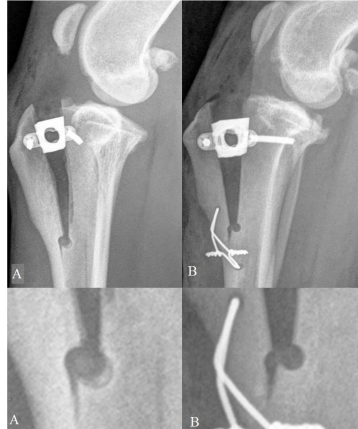


Figure 1. Original osteotomy design for the MMT. Postoperative radiographs for MMT showing A) a fissure and B) a fracture of the cortical hinge, at the level of the distal hole.

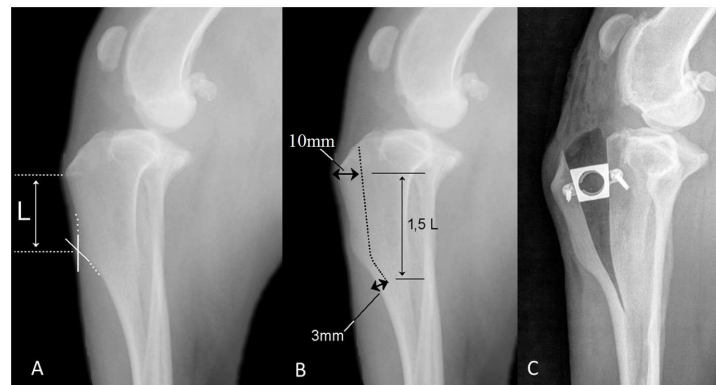


Figure 2. New osteotomy design for the MMT. A) Preoperative radiograph for MMT; two white dotted horizontal lines delineate the limits of the tibial crest proximally and the tibial diaphysis distally as well as the length of the tibial crest (L). The crossover of the two other lines defines the most distal part of the tibial crest. B) The most distal point of the osteotomy is located at $1.5 \times L$ from the level of the tibial tuberosity. C) Immediate postoperative view of a stifle after MMT illustrating the new osteotomy design. The osteotomy is curved slightly caudally in its distal part and is parallel to the cranial border of the tibia.

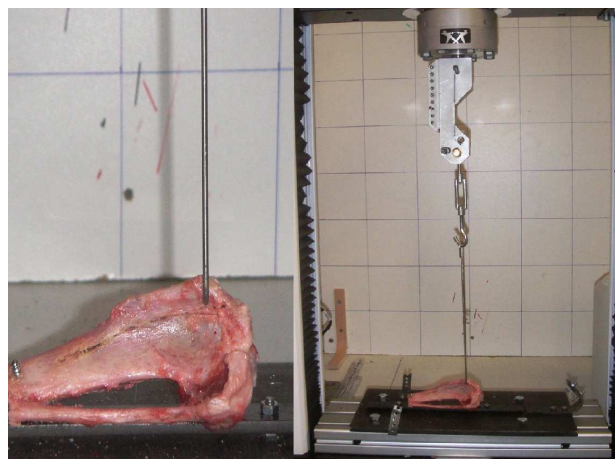


Figure 3. Tibia positioned in the servohydraulic testing machine for testing the tibial tuberosity advancement.

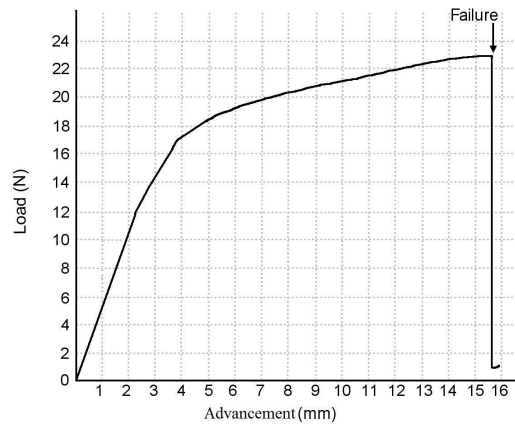


Figure 4. Load displacement curve of the tibial tuberosity. Failure was defined as a dramatic drop in the load.



Figure 5. Axial loading of the tibial crest via load applied that is perpendicular to the tibial plateau. The patella was fixed in a rigid split cup connected to the cross-bar of the servohydraulic testing machine and axial load is applied to the tibial tuberosity via the patellar tendon.

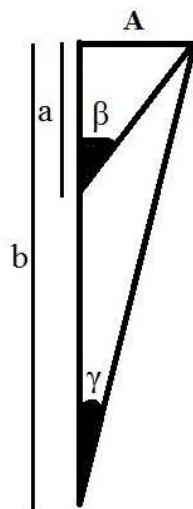


Figure 6. Decrease of angular opening with length of the osteotomy. γ is smaller than β as the distance b is higher than a .

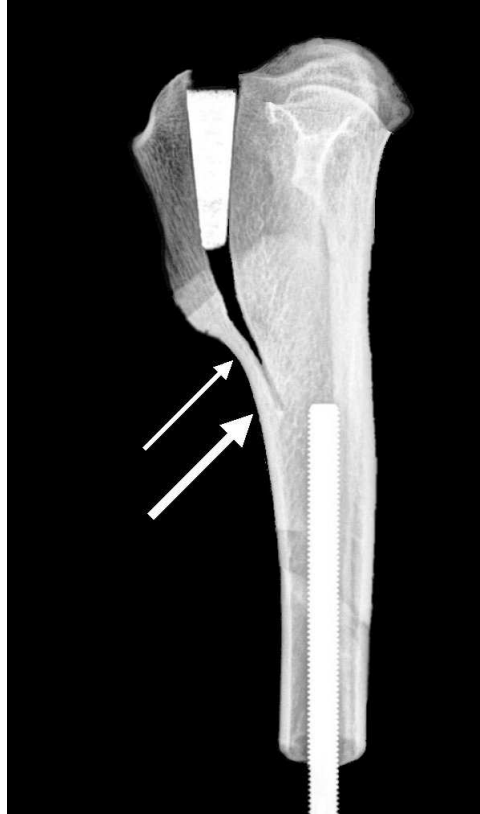


Figure 7. Illustration of an isthmus. For better visualization, a spacer was placed into the gap. The osteotomy created a narrowing along the distal part of the tibial crest (small arrow) compared to the cortical hinge himself (large arrow).

Article 4

Biomechanical evaluation of different materials to replace the cage used after advancement of the tibial tuberosity

Sébastien Etchepareborde; Nicolas Barthelemy; Laurencie Brunel; Marc Balligand

Department of Clinical Sciences (Companion Animals), Faculty of Veterinary Medicine,
University of Liège, 4000 Liège, Belgium.

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, accepted for publication

Abstract

Objectives: to evaluate *in vitro* the strength of different compositions of β -tricalcium phosphate wedges in comparison with titanium foam and cages. To study the response to cyclic loading of the strongest TCP wedge, titanium foam and titanium cage.

Methods: Compression test: Twenty-five tibiae were prepared for tibial tuberosity advancement using the modified Maquet technique. Five groups were defined depending on the material used to maintain the tibial tuberosity: Group 1, titanium cage; Group 2, wedges of OrthoFoam® (titanium open pore material with 50% porosity); Group 3, blocks of biphasic synthetic bone (60% hydroxyapatite and 40% β -tricalcium phosphate. Porosity 80%); Group 4, blocks of biphasic synthetic bone (60% HAP and 40% β -TCP. Porosity 70%) and Group 5 blocks of biphasic synthetic bone (65% HAP and 35% β -TCP. Porosity 60%). Loads to failure were calculated for each implant. Cyclic study: Five additional tibiae of group 1, 2 and 5 were fatigue tested from 100 to 500 N at a rate of 4 Hz for 200,000 cycles or until failure.

Results: Compression test: For the five groups, the mean load at failure was 1895 N, 1917 N, 178 N, 562 N and 1370 N respectively. Cyclical study: All samples withstood 200,000 cycles without failure.

Clinical significance: The ideal implant to maintain tibial tuberosity advancement after MMT would be absorbable and allow osteoconduction and osteoinduction. As such, β -TCP wedges have many advantages and our study shows that they can withstand loads in the patellar tendon up to 500 N over 200,000 cycles *in vitro* and deserve more investigations.

Introduction

Tibial Tuberosity Advancement (TTA) is, with Tibial Plateau Levelling Osteotomy (TPLO), one of the most commonly used techniques for dynamic repair of cranial cruciate ligament rupture. TTA was first introduced to the veterinary medicine in 2002^{1,2}. However, the advancement of the tibial tuberosity had already been in use in human medicine since 1976³. The crest was advanced using an autogenous corticocancellous bone graft harvested from the ipsilateral ilium and no additional implant was used in the procedure. For this reason and in order to simplify the original technique, a modification to the original TTA was described and named the Modified Maquet Technique (MMT)^{4,5}. During this procedure, the only implants used are the original titanium cage with two 2.4mm self-tapping screws and a figure-of-eight wire if judged necessary by the surgeon. The goal of such a modification was to decrease the quantity of implants and consequently the cost and the risk of infection. In addition, this may decrease the surgical time. In order to simplify the procedure further, we used a simple block which would stay in place relying on bone-implant friction only. We considered two different materials for the study: titanium or biphasic synthetic bone. Biphasic synthetic bone is composed of hydroxyapatite and β -tricalcium phosphate (β -TCP) and is used for its excellent osteoconductivity and in some cases even osteoinductivity⁶. Bioactivity relies on the physical and chemical properties of biphasic calcium phosphate ceramics, likewise their mechanical strength has been shown to be a function of their porosity, the pore diameters and the respective composition of their two mineral components⁷⁻⁹. The purpose of this biomechanical study is to assess the properties of different materials for a block used in MMT. Our hypotheses are: (1) the blocks will not collapse under the load applied to the patellar tendon and (2) no wire is necessary to hold the block in the gap.

Material and Methods:

Pelvic limbs (n = 42) were collected by disarticulation of the coxofemoral joint in 21 adult dogs weighing 25–35 kg that were euthanased for reasons unrelated to this study. Craniocaudal and mediolateral radiographic views of each stifle were taken to ensure there was no radiographic evidence of pathology. After imaging, all the limbs were wrapped in isotonic saline-soaked towels, and stored in sealed plastic bags at -20° C until testing. In

preparation for testing, the limbs were thawed to room temperature overnight. The quadriceps tendon was sectioned proximal to the patella and the femur was discarded.

Compression test:

Specimen preparation:

All soft tissues were removed, keeping only the tibia, the patellar tendon and the patella.

The tibial crest osteotomy was modified compared to the MMT originally described. On the lateral view the length of the crest was measured from the tibial tuberosity to the most distal part of the crest. The most distal part of the crest was defined as the point where the curvature of the cranial cortex of the tibia angles most dramatically. The most distal point of the osteotomy, measured from the level of the tibial tuberosity, was located at 1.5x the length of the tibial crest (**Figure 1**).

The incision was started 1cm caudal to the tibial tuberosity and extended from the tibial plateau over a distance calculated as explained above. The most distal point of the osteotomy ended 3mm caudal to the cranial border of the tibia. Great care was taken to leave the distal part of the crest intact to form a “cortical hinge”. The osteotomy was slightly curved distally in order to stay 3mm caudal to the cranial border over a longer distance. The saw blade was directed cranially at an angle of approximately 25° in order to exit laterally 3mm caudal to the cranial border of the tibia. The osteotomy created a tibial crest with dimensions compatible with the drilling and fork placement required for the standard TTA technique.

Treatment groups:

Porosity is defined as the fraction of volume of voids over the total volume. Macroporosity defines the size of the pores.

For this part of the study, 5 groups were created as follows:

In Group 1, the tibial tuberosity was advanced with a titanium cage (without using the screws) (9mm titanium cage, Kyon, Zurich) as described previously for MMT.

In Group 2, wedges of OrthoFoam® (9mm Orthofoam MMPwedge, Orthomed, Huddersfield) were used instead of the cage. The porosity of OrthoFoam® is 50% with size of the pores between 50 and 400µm.

In Group 3, blocks of biphasic synthetic bone were used (9mm wedge made for the purpose of the study, Veterinary Instrumentation, Sheffield). Their composition was 60% hydroxyapatite and 40% β-tricalcium phosphate with porosity of 80%. The fully interconnected structure had an average pore size of 200-500µm with a pore size range running from 100 to 1000 µm.

In Group 4, blocks of biphasic synthetic bone were used. Their composition was the same as the blocks of group 3 except for a porosity of 70%.

In Group 5, blocks of biphasic synthetic bone whose composition was 65% HAP and 35% β -TCP with a porosity of 60% were used. The highly interconnected structure had an average pore size of 150-300 μ m with a pore size range running from 200 to 800 μ m. (8mm Eurocer, FHOrthopedics, Heimsbrunn).

Five blocks were tested in each group.

Mechanical testing:

The tibiae were then placed in an Instron testing apparatus. A custom made jig allowed us to position the tibia so that the axial loading, applied to the patellar tendon, was perpendicular to the tibial plateau. The patella was secured in the jig using a polymer inverted cone as shown in Figure 2. Minimal preload was applied to straighten the patellar tendon by adjusting the turnbuckle. Tension was applied to the patellar tendon at a rate of 1 mm/second until failure occurred. The mode of failure and the maximal load-to-failure were recorded with a Digital Control System (2410-400 Bluehill 2 new frames/extend V2.19, Instron, Boeichout, Belgium)

Cyclical study:

Only the materials able to withstand a single load higher than 1000 N during the compression test were used for the cyclical study.

Specimen preparation:

Skin and soft tissues were preserved around the tibia apart from all the tissues caudal to the tibia. Tissues were kept moist throughout the experiment by spraying the specimens with isotonic saline solution hourly. The osteotomy of the tibial crest was performed as described in the first part of the study.

Treatment groups:

In group 1, a 9mm cage (Kyon, Zurich, Switzerland) was placed in the osteotomy gap and secured with two 2.4mm titanium screws. This group was used as a control. We already use this technique with good clinical results (Figure 3).

In group 2, the tibiae were prepared as in group 1 but instead of using a titanium cage, the advancement was maintained using a 9mm wide block of porous titanium foam

(OrthoFoam®, OrthoMed, Huddersfield). This group allowed us to assess the strength of the cortical hinge without the additional mechanical support of the cage and its screws. Besides, no pin was used to maintain the block in the gap and subsidence of the implant was studied during the test by recording continuously and comparing the initial and final position of the implant within the gap. Before loading and at the end of the testing, a lateral radiograph of each stifle was taken. The distance between the proximal point of the tibial crest and the most proximal part of the cage was measured on digital radiograph using a scientific image analysis software (US National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) and directly on the specimen using a ruler.

In group 3, the tibiae were prepared as in groups 2 and 3 and the advancement maintained using an 8 mm biphasic synthetic bone blocks similar to those used in Group 5 in the compression test (Eurocer, FHOrthopedics, Heimsbrunn). No other implant was used (Figure 4).

Mechanical testing:

Four constructs of each group were mounted in a materials testing system (Schenck hydropuls 100 kN, Instron Corporation, Norwood, USA) with a custom jig and pulled axially.

Maximum tension applied to the construct was 500 N. The constructs were then fatigue tested from 100 to 500 N at a rate of 4 Hz for 200,000 cycles or until failure. The amplitude was recorded using a Digital Control System (2410-400 Bluehill 2 new frames/extend V2.19, Instron, Boecheout, Belgium) and any sudden change of minimal and maximal amplitude exceeding 5% was considered as the collapse point of the implant.

Radiographs of each construct were taken before and after the study in order to assess the position of the implants.

Statistics:

All data are expressed as mean \pm standard errors. Difference between groups was calculated using one-way ANOVA followed by 2 tailed Student's t-test. A p value <0.05 was considered significant.

Results

Compression test:

For groups 1 and 2, none of the implants failed. In group 1, four tibiae failed due to tibial crest avulsion and one failed by patella slippage. The mean load at failure was $1895 \pm 126\text{N}$. In group 2, five tibiae failed by crest failure. The mean load at failure was $1917 \pm 195\text{N}$. For groups 3 to 5, the mean maximal loads to failure were respectively $178 \pm 26\text{ N}$, $562 \pm 97\text{ N}$ and $1370 \pm 160\text{ N}$. In groups 3 and 4, all samples failed by crushing of the implants. In group 5, the implants failed mainly by multiple fissuring with a partial collapse. Load at failure for group 3 was significantly lower than groups 4 and 5 ($p < 0.001$). Load at failure for group 4 was significantly lower than group 5 ($p < 0.001$). Load at failure for groups 3 and 4 was significantly lower than group 1 or 2 ($p < 0,001$). There was no significant difference between group 1 and group 2 ($p=0.7637$) however the difference was significant between groups 1 and 3 and between groups 2 and 3 ($p<0.001$)

Cyclical study:

All samples withstood 200,000 cycles without failure.

Discussion

The role of the implants used for advancement of the tibial tuberosity is to maintain advancement during bone healing. Ideally, this period should be as short as possible. Advances in the understanding of bone biology have led to modifications in the approach to fracture fixation. Biological osteosynthesis, recently devised in human and veterinary orthopaedics and traumatology¹⁰⁻¹⁴, preserves soft tissues and blood supply at the expense of anatomic reconstruction and absolute mechanical stability. The TTA, as originally described, was a traumatic surgery. The tibial crest is completely osteotomised, the periosteum over the medial face of the crest must be elevated, the periosteum over the tibial diaphysis must be elevated in order to screw the plate and the cage and numerous implants are left *in situ*. According to the philosophy of biological osteosynthesis, the MMT was described^{4,5}. This procedure uses fewer implants and does not necessitate elevation of the periosteum and so permits improved preservation of the blood supply necessary for bone healing. Based on this

technique and the recent description of tantalum implants for tibial tuberosity advancement in humans¹⁵, the use of a porous titanium foam block was developed to replace the cage¹⁶. The concept of porous metal in veterinary medicine is not new and has been widely used in cementless hip prostheses for decades. The advantages of titanium foam are its resistance to load bearing situations as well as its osteoconductive properties¹⁷. However, it is currently used with the addition of a pin, which could migrate and a figure-of-eight tension band wire, which is traumatic for the soft tissues at the level of the cortical hinge. Our results showed that the titanium foam did not migrate after 200,000 cycles and a clinical trial of its use without supplemental fixation is justified to test the clinical applicability of this finding. During our study, the stability of the foam relied only on its high coefficient of friction. This phenomenon has been described in humans after advancement of the tibial tuberosity with porous tantalum and allows early mobilization and rehabilitation. Clinically, the effect of friction will be enhanced by tissue growth into the pores conferring even better stability. Despite the advantages of OrthoFoam® for MMT, an ideal implant would be resorbable. Several absorbable materials are known, but very few are osteoconductive and potentially osteoinductive. That is why we decided to use biphasic synthetic bone instead of the titanium cage for MMT. Synthetic calcium phosphates have been used clinically to repair bone defects for over 20 years in human medicine; mainly in the form of porous tricalcium phosphate ceramic (TCP) and dense hydroxyapatite (HAP)^{18,19}. These ceramics were extensively studied in animals and found to be fully biocompatible with physical and chemical properties making them bioactive²⁰⁻²⁴. More recently, several studies confirmed the clinical suspicion that calcium phosphate ceramics have osteoinductive properties^{25,26}. The limiting disadvantages of these synthetic materials as biomaterials are often their deficient mechanical properties. However, Bouler et al. found the mechanical strength of biphasic ceramics to be affected by macroporosity (a higher macroporosity decreases the compressive strength) and the sintering temperature (a higher temperature increases the compressive strength)²⁴. Since then, the mechanical strength of both TCP and HAP have been widely studied and the composition of ceramics improved to reach a compressive resistance comparable to human bone^{18,27-29}. Our study revealed that a porosity above 60% is not suitable when the ceramic is composed of 60% HAP and 40% TCP. A block of synthetic bone with a porosity of 60% can be successfully used to maintain the tibial tuberosity advancement in vitro for 200,000 cycles as long as the force within the quadriceps is below 500N. All the forces we mention in the manuscript, during the compression test or the cyclic study, are forces applied to the patellar tendon. As such, the compressive load applied directly to the blocks is unknown in that it is

the vector force that resulted from the axial load applied proximally to the patella, and intact cortical hinge distally.

This result must be interpreted with care in view of the following limitations. The force exerted by the quadriceps muscle is unknown in dogs. This force varies with the bodyweight, the speed of locomotion and the different flexion angles of the stifle during phases of the stride. Biomechanical models based on a mathematical model estimated this force in the dog during three-legged stance and at a slow walk, to be 50% of body weight and a maximum of 95% of body weight respectively. During the slow walk, 95% of body weight is reached at 80% of the stance phase^{30,31}. In a 50 kg dog, the force in the quadriceps muscle at 80% of the stance phase would then be 47.5 kg or 475 N (if $N = g \cdot kg$ with g the gravitational acceleration of approximately $10m/s^2$). With such a value, the force we used during the cyclical study would represent the force in the quadriceps muscle of a walking 50kg dog. Although the compression test revealed the biphasic synthetic bone is able to withstand a patellar tension of 1450 N, its resistance to fatigue to forces greater than 500N is unknown and cannot be extrapolated from this study. Equally, we did not consider any accidental running or jumping that could happen during the healing period which could overwhelm the strength of the implant. To the authors' knowledge no data are published concerning the load in the patellar tendon in rising from lying down making any discussion on this matter very difficult.

Finally, we tested very few samples in each group and additional testing would increase the significance of our conclusions. We limited the cyclical study to 200,000 cycles. This is the equivalent of a 500 metre walk three times daily for 50 days plus an additional 500 metres of walk inside per day based on a stride of 50cm. In human literature, 12 weeks has been determined to equate to ~150,000–250,000 cycles³². Contrary to human patients that are confined to bed rest, or have crutches, splints or braces applied, canine patients are only confined to crate rest or confinement to a small room. Invariably, they rise from lying, stand, walk and sit all day long in addition of their leash walks. Therefore, the number of cycles applied by a dog is expected to be greater than that of a person following surgery. Due to biphasic bone ceramics resorption the strength of the block could decrease during the recovery period, despite the fact that in humans an increase in the compressive strength was noted³³.

The limitations discussed above preclude any extrapolation to the in vivo situation but the results are encouraging enough to warrant more investigation.

Conclusion

This new modification of the MMT would allow us to perform a tibial tuberosity advancement as simply as it is done in humans. A further modification would be to replace the β -TCP block with autogenous cortico-cancellous bone to remove all allogeneous materials. However, in the authors' opinion this will increase morbidity at the donor site and the surgical time with no beneficial effect on the technique described in this paper. Indeed, in humans, by avoiding graft harvesting, the operative time, blood loss, and duration of hospitalization were lower using the tantalum implant than when using a local graft¹⁵. Although not studied in particular for the Maquet procedure, harvesting of ilial bone graft was shown to be associated with a high morbidity risk^{34,35}.

Finally, TTA using the implants originally described¹ is the technique most widely supported by the literature in terms of the number of cases and length of follow-up³⁶⁻³⁸. It is the authors' opinion that these implants are the safest on the market and must not be changed simply to decrease surgical time unless they present additional advantages or are shown to be at least as safe.

References

1. Montavon PM, Damur DM, Tepic S. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. 1st World Orthopedic Veterinary Congress 2002;152.
2. Tepic S, Damur DM, Montavon PM. Biomechanics of the stifle joint. 1st World Orthopaedic Veterinary Congress 2002;189-190.
3. Maquet P. Advancement of the tibial tuberosity. *Clin Orthop Relat Res* 1976;225-230.
4. Etchepareborde S, Barthelemy N, Mills J, et al. Mechanical testing of a modified stabilisation method for tibial tuberosity advancement. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2010;23:400-405.
5. Etchepareborde S, Brunel L, Bollen G, et al. Preliminary experience of a modified Maquet technique for repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011;24:223-227.
6. Arinzeh TL, Tran T, McAlary J, et al. A comparative study of biphasic calcium phosphate ceramics for human mesenchymal stem-cell-induced bone formation. *Biomaterials* 2005;26:3631-3638.
7. Eggli PS, Muller W, Schenk RK. Porous hydroxyapatite and tricalcium phosphate cylinders with two different pore size ranges implanted in the cancellous bone of rabbits. A comparative histomorphometric and histologic study of bony ingrowth and implant substitution. *Clin Orthop Relat Res* 1988:127-138.
8. Shimazaki K, Mooney V. Comparative study of porous hydroxyapatite and tricalcium phosphate as bone substitute. *J Orthop Res* 1985;3:301-310.
9. Uchida A, Nade SM, McCartney ER, et al. The use of ceramics for bone replacement. A comparative study of three different porous ceramics. *J Bone Joint Surg Br* 1984;66:269-275.
10. Gerber C, Mast JW, Ganz R. Biological internal fixation of fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 1990;109:295-303.
11. Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 2003;34 Suppl 2:B63-76.
12. Schmokel HG, Stein S, Radke H, et al. Treatment of tibial fractures with plates using minimally invasive percutaneous osteosynthesis in dogs and cats. *J Small Anim Pract* 2007;48:157-160.
13. Pozzi A, Lewis D. Surgical approaches for minimally invasive plate osteosynthesis in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2009;22:316-320.

14. Guiot LP, Dejardin LM. Prospective evaluation of minimally invasive plate osteosynthesis in 36 nonarticular tibial fractures in dogs and cats. *Vet Surg* 2011;40:171-182.
15. Fernandez-Fairen M, Querales V, Jakowlew A, et al. Tantalum is a good bone graft substitute in tibial tubercle advancement. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:1284-1295.
16. Orthomed. MMP, 2011.
17. Wazen RM, Lefebvre LP, Baril E, et al. Initial evaluation of bone ingrowth into a novel porous titanium coating. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010;94:64-71.
18. Schwartz C, Liss P, Jacquemaire B, et al. Biphasic synthetic bone substitute use in orthopaedic and trauma surgery: clinical, radiological and histological results. *J Mater Sci Mater Med* 1999;10:821-825.
19. Galois L, Mainard D, Delagoutte JP. Beta-tricalcium phosphate ceramic as a bone substitute in orthopaedic surgery. *Int Orthop* 2002;26:109-115.
20. Daculsi G, Passuti N, Martin S, et al. Macroporous calcium phosphate ceramic for long bone surgery in humans and dogs. Clinical and histological study. *J Biomed Mater Res* 1990;24:379-396.
21. Holmes RE, Bucholz RW, Mooney V. Porous hydroxyapatite as a bone-graft substitute in metaphyseal defects. A histometric study. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68:904-911.
22. Johnson KD, Frierson KE, Keller TS, et al. Porous ceramics as bone graft substitutes in long bone defects: a biomechanical, histological, and radiographic analysis. *J Orthop Res* 1996;14:351-369.
23. Kitsugi T, Yamamuro T, Nakamura T, et al. Four calcium phosphate ceramics as bone substitutes for non-weight-bearing. *Biomaterials* 1993;14:216-224.
24. LeGeros RZ, Parsons JR, Daculsi G, et al. Significance of the porosity and physical chemistry of calcium phosphate ceramics. Biodegradation-bioresorption. *Ann N Y Acad Sci* 1988;523:268-271.
25. Yuan H, Yang Z, Li Y, et al. Osteoinduction by calcium phosphate biomaterials. *J Mater Sci Mater Med* 1998;9:723-726.
26. Cheng L, Ye F, Yang R, et al. Osteoinduction of hydroxyapatite/beta-tricalcium phosphate bioceramics in mice with a fractured fibula. *Acta Biomater* 2010;6:1569-1574.
27. Ishikawa K, Asaoka K. Estimation of ideal mechanical strength and critical porosity of calcium phosphate cement. *J Biomed Mater Res* 1995;29:1537-1543.
28. Metsger DS, Rieger MR, Foreman DW. Mechanical properties of sintered hydroxyapatite and tricalcium phosphate ceramic. *J Mater Sci Mater Med* 1999;10:9-17.

29. Grimm B, Miles AW, Turner IG. Optimizing a hydroxyapatite/tricalcium-phosphate ceramic as a bone graft extender for impaction grafting. *J Mater Sci Mater Med* 2001;12:929-934.
30. Shahar R, Banks-Sills L. Biomechanical analysis of the canine hind limb: calculation of forces during three-legged stance. *Vet J* 2002;163:240-250.
31. Shahar R, Banks-Sills L. A quasi-static three-dimensional, mathematical, three-body segment model of the canine knee. *J Biomech* 2004;37:1849-1859.
32. Standard Specification and test method for metallic bone plates, ASTM in 2003 Annual Book of ASTM Standards, American Society for Testing and Materials. West Conshohocken, PA, ASTM, 2003: F382-99 (reapproved 2003).
33. Trecant M, Delecrin J, Royer J, et al. Mechanical change in macroporous calcium phosphate ceramics after implantation in bone. *Clin Mater* 1994;15:233-240.
34. Palmer W, Crawford-Sykes A, Rose RE. Donor site morbidity following iliac crest bone graft. *West Indian Med J* 2008;57:490-492.
35. Pollock R, Alcelik I, Bhatia C, et al. Donor site morbidity following iliac crest bone harvesting for cervical fusion: a comparison between minimally invasive and open techniques. *Eur Spine J* 2008;17:845-852.
36. Hoffmann DE, Miller JM, Ober CP, et al. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006;19:219-227.
37. Lafaver S, Miller NA, Stubbs WP, et al. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complications in 101 dogs. *Vet Surg* 2007;36:573-586.
38. Stein S, Schmoekel H. Short-term and eight to 12 months results of a tibial tuberosity advancement as treatment of canine cranial cruciate ligament damage. *J Small Anim Pract* 2008;49:398-404.

Figures

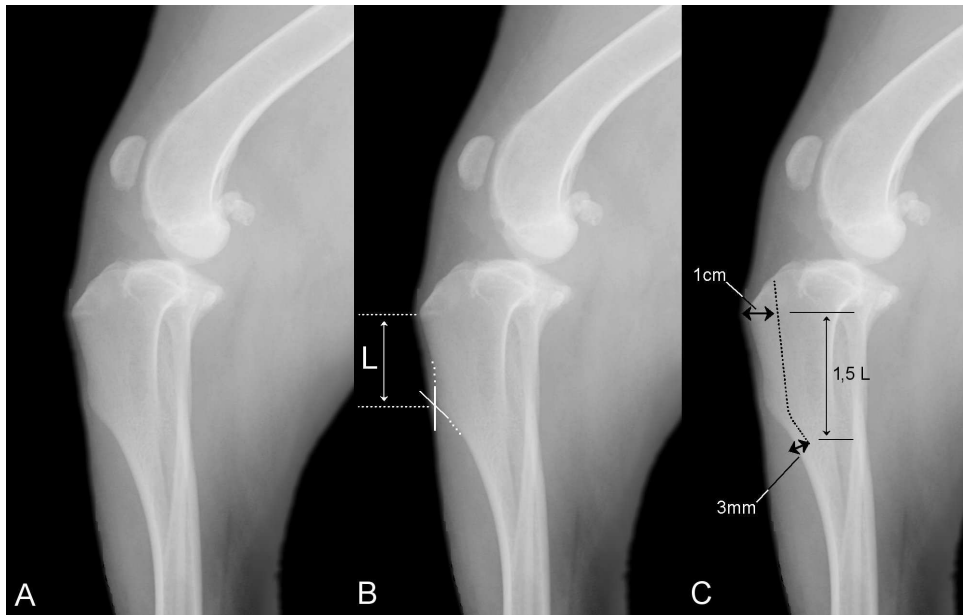


Figure 1. Osteotomy for the MMT. A) Preoperative radiograph for MMT. B) The two white dotted horizontal lines delineate the limits of the tibial crest proximally and the tibial diaphysis distally as well as the length of the tibial crest (L). The crossover of the two other lines defines the most distal part of the tibial crest. C) The most distal point of the osteotomy is located at $1.5 \times L$ from the level of the tibial tuberosity.

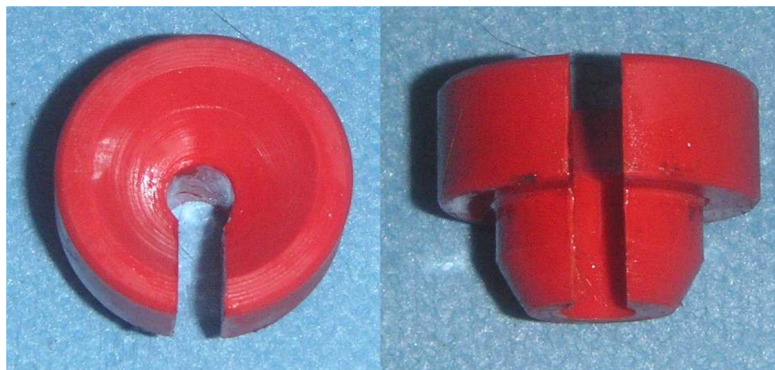


Figure 2. Inverted cone used to pull on patellar tendon. The patella fits in the wide base. The slot is used to insert the patellar tendon.



Figure 3. One sample mounted in the materials testing system. The tibia was prepared using a titanium cage to advance the tibial tuberosity (Group 1).



Figure 4. Cyclic testing of the β -TCP wedge. The tibial tuberosity is maintained in its position using a block of β -TCP.

Article 5

Assessment of the reliability with which the common tangent and tibial plateau methods measure the patellar tendon-tibial plateau angle and required advancement in dogs with cranial cruciate ligament rupture

Mathilde Millet; Camille Bismuth ; A. Labrunie; B. Marin; A. Filleur, P. Pillard, J. Sonet, Thibault Cachon ; Sébastien Etchepareborde¹

Department of Clinical Sciences (Companion Animals), Faculty of Veterinary Medicine, University of Lyon, Lyon, France.

¹Department of Clinical Sciences (Companion Animals), Faculty of Veterinary Medicine, University of Liège, 4000 Liège, Belgium

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, accepted for publication

Abstract

Objectives: To (i) compare agreement of the common tangent (CT) and tibial plateau slope (TP) methods in terms of measuring the patellar tendon angle (PTA) and required advancement and (ii) determine the intra- and inter-observer reliability of observers who measured PTA and the advancement.

Methods: Six observers were divided into three groups, based on their level of experience. They measured the PTA and the required advancement on 43 radiographic images of the tibiae of dogs affected by cranial cruciate ligament rupture. Each observer repeated the measurements three times with each method. The intertechnique, intra- and inter-observer reliabilities were evaluated, assessed by calculating the Intraclass Correlation Coefficient (ICC), and represented by Jones plots.

Results: The agreement between PTACT and PTATP was low (the ICCinterT values ranged from 0.11 to 0.4). PTACT was associated with moderate intraobserver reliability (ICCintraO,CT=0.61) and poor inter-observer reliability (ICCinterO,CT=0.33). PTATP was associated with good intraobserver reliability (ICCintraO,TP=0.75) and moderate inter-observer reliability (ICCinterO,TP=0.59). Inter-observer reliability did not depend on the level of experience.

The advancement measurements were associated with reliability results similar to those obtained for PTA. Jones' plots showed that the CT method consistently yielded lower PTA and advancement values than the TP method.

Conclusion: Given its poor reliability, the CT method is not recommended.

Introduction

Tibial tuberosity advancement (TTA) and Tibial plateau levelling osteotomy (TPLO) are commonly used dynamic repair techniques for cranial cruciate ligament deficiency (1-7). TPLO aims to reduce the tibial plateau angle (TPA) to 6.5° (7), while the TTA aims to reduce the patellar tendon–tibial plateau angle (PTA) to 90° when the stifle extension is 135° (6, 8). The intra- and inter-observer variability of the TPA measurements has been studied several times (3, 9-14). However, to our knowledge, the reliability of PTA measurements has not yet been assessed.

Reliability refers to the overall consistency of a measure: a measure is said to have a high reliability if it produces similar results under consistent conditions. There are several general classes of reliability estimates. Intra-observer reliability assesses the degree to which results are consistent from one set of measurement to the next when measurements are gathered from a single observer who uses the same method of measurement. Inter-observer reliability assesses the degree to which results are consistent when measurements are taken by different people using the same methods. Intertechnique reliability assesses the degree to which methods values are consistent when the method of measurement varies (15).

Two PTA-measuring techniques have been described. The conventional technique uses the cranial and caudal insertion points of the cruciate ligaments as landmarks to define the tibial plateau axis. A more recently described, alternative technique to define the tibial plateau axis uses the common tangent at the tibiofemoral contact point (TFCP) which purportedly is a more anatomical reference point. However, the latter method, which was developed to measure PTA, has never been validated by comparing radiographs to anatomical specimens; rather, this method remains a theoretical model proposed by Dennler and others (16).

The objectives of the present study were to (i) compare the two techniques in terms of their reliability in measuring PTA and advancement required to eliminate cranial tibial shear forces, and (ii) determine the intra- and inter-observer reliability of observers with differing levels of experience in measuring PTA and required advancement by using the two techniques. We hypothesised that (1) the two techniques would yield similar PTA and advancement measurements, (2) the intra- and inter-observer reliability in terms of measuring PTA or required advancement with the two methods would be similar, and (3) that PTA and advancement measurement reliability would not be dependent on observer experience.

Materials and methods

Inclusion criteria

Forty-three preoperative radiographs of 40 consecutive dogs admitted for treatment of cranial cruciate ligament rupture (CCLR) were evaluated. The radiographs were included if the dogs were skeletally mature (>1.5 years old) and had partial or complete CCLR that was confirmed by arthrotomy or arthroscopy. Radiographs with a superimposition >2 mm of the femoral condyles on the mediolateral radiographic projection, the presence of a cranial tibial subluxation, and a stifle angle >140° or <130° were excluded from the study. Degenerative joint disease was not an exclusion criterion.

Radiographic methods

All radiographs were made on anaesthetised dogs. A computed radiography system was used (Fujifilm FCR XG-1 Computed Radiography). Radiographs of stifles were obtained and collimated to include the femur from the greater trochanter and the tibia to the talus. The angle of stifle extension was assessed by using the “eminence landmarks” (17) because the landmarks of this method are readily identifiable and commonly used in our institution. Radiographs in which the stifle was not positioned in $135\pm 5^\circ$ of extension were repeated until a correct angle was obtained. The beam was centred over the stifle to visualise the intercondylar eminence proximal to the tibial plateau and to obtain superimposition of the femoral condyles (Figure 1). All data were measured with a digital radiographic viewing program (Escape Medical Viewer, EMV 4.2.2 Mac).

Radiographic measurements:

Six examiners, who were blinded to the identity of the dogs, independently measured the PTAs on all radiographic images, which were presented in random order, on three separate occasions. To randomise the order of the images on each occasion, 36 sets of numbers from 1 to 43 were created by using a random number generator (Research Randomizer Form v4.0) and 36 file folders that contained the 43 newly renamed files were generated. For each measurement session, each observer received two different file folders that corresponded to each measurement technique. Each observer was blinded to the assessment of the other observers and to the random order. The observers were divided into three groups of two observers, based on their level of experience: one group consisted of two graduates of the

European College of Veterinary Surgeons (ECVS), the second group consisted of second- and third-year surgery residents, and the third group consisted of two interns. The interns were trained for an hour to recognise the different landmarks used for the study.

For the conventional method, the cranial tibial plateau landmark was identified as the proximal aspect of the cranial extent of the medial tibial plateau, and the caudal landmark was identified as the caudal extent of the medial tibial plateau. A line connecting these cranial and caudal landmarks was drawn to identify the tibial plateau slope, as has been described by several authors (14, 18, 19). A vertical line extending from the cranial margin of the patellar tendon at its insertion on the patella to the tibial tuberosity was then drawn to represent the patellar tendon axis. PTA_{TP} , namely, the angle between the patellar tendon axis and the tibial plateau slope, was then measured.

For the common tangent method, the TFCP was defined by drawing two circles onto the radiographs; one circle represented the joint surface of the femoral condyles while the other circle outlined the area of contact on the tibial plateau. A line was drawn between the midpoints of these two circles, and a second line, the common tangent of the two circles, was drawn perpendicularly to the former line within the tibiofemoral joint space. PTA_{CT} , namely, the angle between the patellar tendon axis and the common tangent at the TFCP, was then measured (Figure 1).

The magnitude of the TTA required to achieve a PTA of 90° was also calculated for each PTA measurement (Figure 1B, 1C)

Data analysis:

The PTA and required advancement measurements were subjected to statistical analysis.

These continuous variables were presented as mean, standard deviation, and range. The inter-technique agreement between the common tangent and conventional method measurements was assessed by using the intraclass correlation coefficient (ICC), which was calculated using the Shrout-Fleiss method (20). The same statistical method was also used to assess the intra-observer reliability of each observer for each technique and the inter-observer reliability for each technique, where the level of experience was taken into account. Agreement was interpreted as follows: poor (ICC < 0.50), moderate (ICC 0.51 to 0.70), good (ICC 0.71 to 0.90) or very good (ICC > 0.91).

Jones plots were used also to illustrate the agreement between the common tangent and conventional methods, and the intra- and inter-observer reliability of each method. The graph also indicates the level of experience of the observers. This graphical method depicts the difference between each measurement and the mean of the measurements. Each Jones plot indicates limits of agreement with the mean that conveys how far from 0 the differences between the measurements and the mean might plausibly be (21). When an outlier with aberrant measures was detected among the observers, a sensitivity analysis of the ICC and the Jones plot was performed. All statistical analyses were performed by using the statistical software SAS 9.3 (SAS Institute, Cary, USA).

Results

Study population:

Radiographs from forty dogs (17 right and 26 left hindlimbs) met the inclusion criteria. Three dogs were affected bilaterally. The dogs that were included in the study ranged from 1.5 to 13 years old at the time the radiographs were taken (mean \pm SD, 5.4 ± 3.2 years). 26 were females (65%), and 14 were males (35%). Their body weights ranged from 11.5 to 68 kg (mean \pm SD, 35.1 ± 12.0 kg). There were seven mixed breed dogs, four Rottweilers, three Labrador-retrievers, three Golden-retrievers, three Bernese Mountain Dogs, two Cane Corsos, two Huskies, and one dog each of the Pyrenean, Dogue de Bordeaux, Dogo Argentino, German Shepherd, Newfoundland, Malinois, Leonberg, Jack Russel, Griffon, Cairn Terrier, American Bulldog, White Shepherd Dog, Beauceron, Beagle, American Staffordshire Bull Terrier and Akita Inu breeds.

Comparison of PTA_{CT} and PTA_{PT}:

Table 1 summarises the PTA and advancement measurements that were obtained by each observer when the observer used either the common tangent or the conventional technique. ICC_{interT} indicates the degree of agreement between the two techniques for each observer, thus allowing the PTA_{CT} and PTA_{PT} values to be compared. For all observers but one (observer 6), the ICC_{interT} values were below 0.40, which demonstrated a poor agreement between the two measurement techniques. Jones plot analysis showed that when the common tangent technique was used, the PTA and required advancement measurements showed that the

common tangent technique yielded PTA and required advancement measurements that were below those calculated by the conventional technique. (Figures 2 and 3).

Intra-observer reliability of measurements using either the conventional or common tangent method:

To assess the intra-observer reliability of PTA_{TP} the agreement between the three repeated measurements of each observer using the conventional method was determined. Table 2 summarises these PTA_{TP} values. The intra-observer reliability estimates ($ICC_{intraO,TP}$) of the six observers using the conventional method ranged from 0.69 by an intern (observer 3) which indicates moderate agreement, to 0.92 by one of the ECVS graduates (observer 5), which indicates very good agreement. The overall $ICC_{intraO,TP}$ of 0.75, which indicates good overall intra-observer reliability for the conventional method.

Table 3 summarises the PTA_{CT} values. For this method, the overall intra-observer reliability ($ICC_{intraO,CT}$) was 0.61, which indicated moderate overall intra-observer reliability for the common tangent method.

With regard to the required advancement measurements (Table 4), the overall ICC_{intraO} for the conventional method was 0.76, indicating good overall intra-observer reliability for this method. For the common tangent method, the overall ICC_{intraO} was 0.63, which indicates moderate overall intra-observer reliability.

Inter-observer reliability of measurements using either the conventional or common tangent method:

To assess the inter-observer reliability of PTA_{TP} measurements, the agreement of the measurements made by the six observers using the same method was determined. As the intra-observer reliability was good or moderate (see above), the mean of the three repeated measures was used for each radiograph. Table 5 summarises the mean PTA measurements of each observer for both the conventional and common tangent techniques. When the conventional method was used, the six observers agreed moderately well ($ICC_{interO,TP}= 0.59$). However, when the common tangent technique was used, the inter-observer reliability was poor ($ICC_{interO,CT}=0.33$).

Figures 4 and 5 depict the Jones plots of the inter-observer reliability of the PTA measurements for each method, respectively. Figure 4 shows how the differences between the mean of the three repeated measurements of PTA_{TP} of a radiograph and the mean of the

overall measures of this radiograph were distributed around zero. The level of experience did not affect the distribution of these values: the ECVS graduate measurements are shown in blue, while the measurements of the second- and third-year surgery residents are shown in orange and the measurements of the interns are shown in green. Observer 5 was detected as an outlier because many of the measurements of this observer exceeded the limits of agreement with the mean (-3.04° to 3.04°). When observer 5 was excluded from statistical analysis, the inter-observer reliability of the conventional method improved to an $ICC_{\text{interO,TP}}$ of 0.70.

Figure 5 illustrates how the differences between the mean of the three repeated measurements of PTA_{CT} of a radiograph and the mean of the overall measures of this radiograph were distributed around zero. The limits of agreement with the mean were greater for this technique (from -4.59° to 4.59°) than the conventional method, indicating generally poorer agreement of the measures. Observer 3 tended to underestimate values relative to the mean whereas observer 6 tended to overestimate low PTA_{CT} measurements and underestimate high measurements. The inter-observer reliability of the common tangent method did not improve when observer 3 was excluded. However, when observer 6 was excluded, the inter-observer reliability of this method improved from 0.33 to 0.54. Hence, the inter-observer reliability of the common tangent method was poor and observer 6 strongly influenced these results. Nevertheless, the level of experience did not affect the overall inter-observer reliability regardless of the method that was used.

With regard to required advancement (table 4), the conventional method was associated with better inter-observer reliability ($ICC_{\text{interO,TP}}=0.49$) than the common tangent method ($ICC_{\text{interO,CT}}=0.26$).

Discussion

The most critical aspects of the preoperative planning for TTA are the initial preoperative measurements of the PTA and the required advancement because these measurements directly determine the optimal width of the cage that is needed to biomechanically counteract shear force in the stifle joint. The present study revealed that intra-observer reliabilities of the PTA and advancement measurements were good for the conventional method but moderate for the common tangent method. Moreover, the inter-observer reliability was moderate when the conventional method was used but poor when the common tangent method was employed. Significantly, the agreement between PTA_{CT} and PTA_{TP} was poor. The common tangent technique consistently yielded lower PTA and recommended amount of advancement values than the conventional method. Lastly, the inter-observer reliability was not dependent on the level of experience, regardless of the method that was used. A previous study similarly did not find that observer experience influenced TPA measurements (9, 11).

In the present study, the authors found difficulties to directly compare the reliability assessments for the conventional PTA-measuring method with published reliability assessments of the method used to measure TPA (9, 10, 14), because the latter studies did not employ ICC. However, the latter studies found that the reliability of this TPA-measuring method was also moderate. This is not surprising considering that both the PTA and TPA measurements employ some of the same landmarks: for both TPA and PTA, the tibial plateau slope serves as the first line. The drawing of the second line that is needed for these TPA and PTA measurements (the tibial axis from the centre of the talus to the intercondylar eminence for TPA, and the patellar tendon axis for PTA) is less prone to variability. Supporting this is that while the presence of osteoarthritis is probably the main obstacle in the accurate determination of the tibial plateau slope landmarks, the presence of osteoarthritis does not affect the identification of the centre of the talus, the intercondylar eminence, the tibial tuberosity or the cranial border of the patellar tendon. The true effect of the presence of osteoarthritis on the determination of the tibial plateau slope remains unclear (11, 13). Notably, in the present study, stifles with osteoarthritis were deliberately not excluded to ensure that the study population better reflected the variability that is encountered in clinical practice.

One objective of the present study was to assess the intra- and inter-observer reliability of the common tangent method. The inter-observer ICC for the PTA_{CT} measurements was poor, which was surprising as the intra- and inter-variability analyses by Dennler *et al.* revealed high consistency and little variability between the measurements (16). This discrepancy can be explained by the fact that Dennler *et al.* excluded the stifle joints that had radiographic signs of degenerative joint disease. Similarly, Hoffmann *et al.* (22) observed that PTA measurements were more variable when the conventional method was used than when the common tangent method was employed. However, the latter study utilized cadaver dogs and PTA was measured by a single observer using each technique at the neutral point advancement (after sequential TTA resulting in the suppression of cranial tibial thrust) and not preoperatively. Furthermore, circles representing the femoral and tibial condyles were not used and the tangent line to the femorotibial joint contact point was drawn by freehand. Compared to the drawing technique that we used to determine the tibial plateau slope (only one line is required), the common tangent method requires three additional manipulations of measurement tools (two circles and two lines are required). The relative sophistication of the common tangent method may provide more opportunity to introduce error. Indeed, the observers in the present study noted that the diameter of the tibial circle can be changed considerably and that while this does not markedly alter how the circle outlines the area of contact on the tibial plateau, this imprecision alters the PTA_{CT} . Further studies that define pertinent landmarks that will standardise circle drawing should be performed. This would probably improve the overall reliability of the common tangent method.

Comparison of the two techniques revealed that the conventional method was more reliable because its intra- and inter-observer ICCs were better. While reliability does not imply validity, lack of reliability does limit the overall validity of a method. Even though the common tangent technique uses the tibiofemoral contact point (TFCP) which purportedly is a more anatomical reference point than when the tibial plateau is employed (16), the poor reliability described in the present study casts doubt on the clinical use of this method. Moreover, we found that, compared to the conventional method, the common tangent method consistently yielded lower PTA and required advancement measurements. In a previous study, the method used to measure TPA was validated by comparing radiographs to anatomical specimens (14, 18). However, this has never been performed with either PTA_{CT} or PTA_{TP} . Therefore, we cannot determine whether our PTA_{CT} values underestimated the true PTA values or whether our PTA_{TP} values were overestimates. The differences between the PTA

values of the two methods may relate to the fact that the patellar tendon is perpendicular to the tibial plateau and the common tangent (crossover point) with flexion angles of 90° and 110°, respectively (16). Dennler *et al.* also demonstrated that PTA increases linearly as extension increases. Thus, at a fixed stifle angle, the common tangent method would yield lower PTA values than the conventional method. Indeed, the cadaveric study of Hoffmann *et al.* reported that after TTA, the PTA_{TP} values at an applied load of 30% body weight were significantly greater at both of the stifle joint angles that were evaluated (135° and 145°) than the PTA_{CT} values. However, PTA_{TP} and PTA_{CT} did not differ at a higher load (50% body weight) (22). The clinical significance of postoperative PTAs that differ from the intended angle of 90° has not yet been evaluated *in vivo*. Hoffman *et al.* reported that their mean postoperative PTA was 95.5° when the conventional method was used which is a 5.5° variation from the theoretical ideal in the clinical setting. The range was 89.5–101.5° and the mean postoperative measured distance from the theoretical 90° PTA was 4.1 mm (range, 1–9 mm) (23). However, despite this under-correction of TTA, the clinical outcome was comparable to those reported by other studies on TTA (24-26). This result suggests that under-correction of the PTA below 5.5° may not significantly affect the long-term outcome. However, the study of Burns *et al.* illustrates the necessity for careful preplanning because under-correction can lead to major complications (27). A theoretical study showed that such complications can also arise from discrepancies between the desired TTA, as measured preoperatively, and the actual advancement of the tibial tuberosity after placement of the cage (28). Large clinical studies that evaluate the true effect of the PTA on postoperative instability must be conducted so that the clinically acceptable range of final PTA can be determined.

While a TTA 90°± 5° may be sufficient to adequately neutralise the tibio-femoral shear forces in most cases, in some dogs achieving a PTA of 90° may be more critical (27). However, a suboptimal postoperative PTA and TTA will leave an instability that may explain meniscal tear rates of 5% after TTA (23, 25, 29, 30); but these rates can be as high as 28% in TTA without meniscal release (31,32). In a recent retrospective clinical cohort study, TTA associated with significantly ($p<0.03$) higher rates of major complications and subsequent meniscal tears than TPLO (33). Moreover, the recent *in vivo* study by Skinner *et al.* (34) using the common tangent method to measure PTA pre- and postoperatively indicated that TTA did not normalise sagittal plane femorotibial stability during standing at a PTA of 90°. Skinner *et al.* concluded that TTA using the common tangent method at a stifle flexion angle of 135° may not be effective. However, all of the operated dogs in the study of Skinner *et al.* regained

acceptable limb function, despite persistent cranial tibial subluxation in up to 70% of the dogs.

TTA is planned on the basis of radiographs that are obtained with the stifle positioned at an angle of 135°, which is supposed to indicate the stifle at full extension. However, the stifle angles of dogs can vary beyond >135° as previously reported during weight bearing (35) and variation in stifle flexion angles between dogs from different breeds has been reported (36). A recent study by Skinner *et al.* showed that 70% of dogs treated by TTA exhibited postoperative instability during weight bearing and Skinner *et al.* hypothesised that stifle angles exceeding 135° during weight bearing may have predisposed the dogs to this postoperative instability because the TTA was planned on the basis of radiographs that were obtained with the stifle positioned at an angle of 135° (34). Dennler *et al.* reported that the maximum possible flexion of the canine stifle joint ranges from 147° to 158° (16). As the PTA increases as the stifle extension increases, the required advancement may be underestimated in dogs whose flexion angle of the stifle exceeds 135°.

The design of the present study aimed to minimise confounding factors and observer bias during PTA measurements. Thus, the study criteria excluded skeletally-immature dogs with open physis that could interfere with the radiographic identification of the landmarks. Moreover, to ensure optimal identification of the different landmarks, only images with <2 mm discrepancy in superimposition of the femoral condyles and a flexion angle ranging from 130–140° on the mediolateral radiographic projection were used. Notably, PTA measurements are not only affected by intra- and inter-observer reliability, they are also influenced by the stifle flexion angle because PTA decreases linearly as the flexion increases (16). When comparing different landmark methods in terms of determining the stifle angle and the calculated TTA, Bush *et al.* concluded that the long axes method overestimated the advancement needed compared to the eminence and kinematic methods (17). As the eminence landmarks are readily identifiable, we use this method in the clinic. The variability of the stifle angle measurement did not affect our conclusions as we chose a fixed angle that ranged from 130° to 140°. However, minor cumulative differences in positioning could have affected the final PTA.

The present study also minimised potential observer bias by blinding the observers to the identity of the dog, by randomising the order of each set of images, and by blinding each

observer to the random order of the radiographic files. In addition, compared to measurements made on standard size printed films, digital radiography and computer-based measurement programs have been shown to generate more accurate, less variable, and more reproducible TPA measurements; they are also easier to perform and faster (9, 10, 13, 16). Due to the increased usage of digital radiography and the high likelihood that PTA measurements made by using digital radiography and computer-based measurement programs are as accurate as the TPA measurements produced with these programs, the variability of PTA measurements using printed films was deliberately not assessed in the present study. Finally, the choice to include all radiographs irrespective of their osteoarthritis score may have lowered the measurement reliability but was justified, as this setting reflects what is routinely encountered in clinical practice.

Conclusion

Several variables have been shown to affect the final PTA after TTA. These include intra- and inter-observer reliability, which should be considered during TTA planning and when comparing *in vivo* and *in vitro* studies. Despite clinical evidence that there is a substantial margin for error in TTA (23-26), accurate and repeatable preoperative measurements remain essential. The clinical significance of the consistent difference observed between the PTA_{CT} and PTA_{TP} values in the present study remains unknown because the validities of PTA_{CT} and PTA_{TP} have never been assessed by comparing radiographs to anatomical specimens. A canine cadaver study that verifies whether the PTA measurements from lateral radiographs are consistent with the true anatomical PTA is warranted. Given the poor reliability of the common tangent technique, the authors recommend using the conventional technique.

References

1. Apelt D, Kowaleski MP, Boudrieau RJ. Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an in vitro experimental study. *Vet Surg* 2007; 36:170-177.
2. Kipfer NM, Tepic S, Damur DM, et al. Effect of tibial tuberosity advancement on femorotibial shear in cranial cruciate-deficient stifles. An in vitro study. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008; 21:385-390.
3. Reif U, Hulse DA, Hauptman JG. Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate-deficient stifle joint: an in vitro study. *Vet Surg* 2002; 31:147-154.
4. Slocum B, Devine T. Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *J Am Vet Med Assoc* 1983; 183:456-459.
5. Warzee CC, Dejardin LM, Arnoczky SP, et al. Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study. *Vet Surg* 2001; 30:278-286.
6. Montavon PM, Damur DM, Tepic S: Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle, Proceedings, 1st World Orthopedic Veterinary Congress, Munich, Germany, 2002.
7. Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1993; 23:777-795.
8. Tepic S, Damur DM, Montavon PM: Biomechanics of the stifle joint, Proceedings, 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, Germany, 2002.
9. Unis MD, Johnson AL, Griffon DJ, et al. Evaluation of intra- and inter-observer variability and repeatability of tibial plateau angle measurements with digital radiography using a novel digital radiographic program. *Vet Surg* 2010; 39:187-194.
10. Serwa D, Lorinson K, Lorinson D, et al. Comparison of conventional and digital measurements of tibial plateau angle in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 2009; 234:622-624.
11. Fettig AA, Rand WM, Sato AF, et al. Observer variability of tibial plateau slope measurement in 40 dogs with cranial cruciate ligament-deficient stifle joints. *Vet Surg* 2003; 32:471-478.
12. Caylor KB, Zumpano CA, Evans LM, et al. Intra- and inter-observer measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 2001; 37:263-268.
13. Lister SA, Roush JK, Renberg WC. Digital measurement of radiographic tibial plateau angle. A comparison to measurement on printed digital images. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008; 21:129-132.

14. Baroni E, Matthias RR, Marcellin-Little DJ, et al. Comparison of radiographic assessments of the tibial plateau slope in dogs. *Am J Vet Res* 2003; 64:586-589.
15. Trochim, W. *The Research Methods Knowledge Base*, 2nd Edition. Atomic Dog Publishing, Cincinnati, OH. 2000.
16. Dennler R, Kipfer NM, Tepic S, et al. Inclination of the patellar ligament in relation to flexion angle in stifle joints of dogs without degenerative joint disease. *Am J Vet Res* 2006; 67:1849-1854.
17. Bush MA, Bowlt K, Gines JA, et al. Effect of use of different landmark methods on determining stifle angle and on calculated tibial tuberosity advancement. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011; 24:205-210.
18. Reif U, Dejardin LM, Probst CW, et al. Influence of limb positioning and measurement method on the magnitude of the tibial plateau angle. *Vet Surg* 2004; 33:368-375.
19. Morris E, Lipowitz AJ. Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. *J Am Vet Med Assoc* 2001; 218:363-366.
20. Shrout P, Fleiss J. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin* 1979; 420:428-486.
21. Jones M, Dobson A, O'Brian S. A graphical method for assessing agreement with the mean between multiple observers using continuous measures. *International Journal of Epidemiology* 2011; 40:1308-1313.
22. Hoffmann DE, Kowaleski MP, Johnson KA, et al. Ex vivo biomechanical evaluation of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle with varying angles of stifle joint flexion and axial loads after tibial tuberosity advancement. *Vet Surg* 2011; 40:311-320.
23. Hoffmann DE, Miller JM, Ober CP, et al. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006; 19:219-227.
24. Duerr FM, Duncan CG, Savicky RS, et al. Comparison of surgical treatment options for cranial cruciate ligament disease in large-breed dogs with excessive tibial plateau angle. *Vet Surg* 2008; 37:49-62.
25. Voss K, Damur DM, Guerrero T, et al. Force plate gait analysis to assess limb function after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008; 21:243-249.
26. Stein S, Schmoekel H. Short-term and eight to 12 months results of a tibial tuberosity advancement as treatment of canine cranial cruciate ligament damage. *J Small Anim Pract* 2008; 49:398-404.
27. Burns CG, Boudrieau RJ. Modified tibial tuberosity advancement procedure with tuberosity advancement in excess of 12 mm in four large breed dogs with cranial cruciate ligament-deficient joints. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008; 21:250-255.

28. Etchepareborde S, Mills J, Busoni V, et al. Theoretical discrepancy between cage size and efficient tibial tuberosity advancement in dogs treated for cranial cruciate ligament rupture. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011; 24:27-31.
29. Steinberg EJ, Prata RG, Palazzini K, et al. Tibial tuberosity advancement for treatment of CrCL injury: Complications and owner satisfaction. *J Am Anim Hosp Assoc* 2011; 47:250-257.
30. Hirshenson MS, Krotscheck U, Thompson MS, et al. Evaluation of complications and short-term outcome after unilateral or single-session bilateral tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2012 25 5: 402-409.
31. Lafaver S, Miller NA, Stubbs WP, et al. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complications in 101 dogs. *Vet Surg* 2007; 36:573-586.
32. Wolf RE, Scavelli TD, Hoelzler MG, et al. Surgical and postoperative complications associated with tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament rupture in dogs: 458 cases (2007-2009). *J Am Vet Med Assoc* 2012; 240: 1481-1487.
33. Christopher SA, Beetem J, Cook JL. Comparison of long-term outcomes associated with three surgical techniques for treatment of cranial cruciate ligament disease in dogs. *Vet Surg* 2013 (ahead of print)
34. Skinner OT, Kim SE, Lewis DD, et al. In vivo femorotibial subluxation during weight-bearing and clinical outcome following tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Vet J*. 2012 Sep 15 (article in press)
35. Colborne GR, Ines JF, Comerford EJ, et al. Distribution of power across the hind limb joints of Labrador Retrievers and Greyhounds. *American Journal of Veterinary Research* 2005; 66 :1563-1571.
36. Agostino FS, Rahal SC, Miqueleto ML, et al. Kinematics analysis of Labrador Retrievers and Rottweilers trotting on a treadmill. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011; 3:185-191.

Figures and Tables

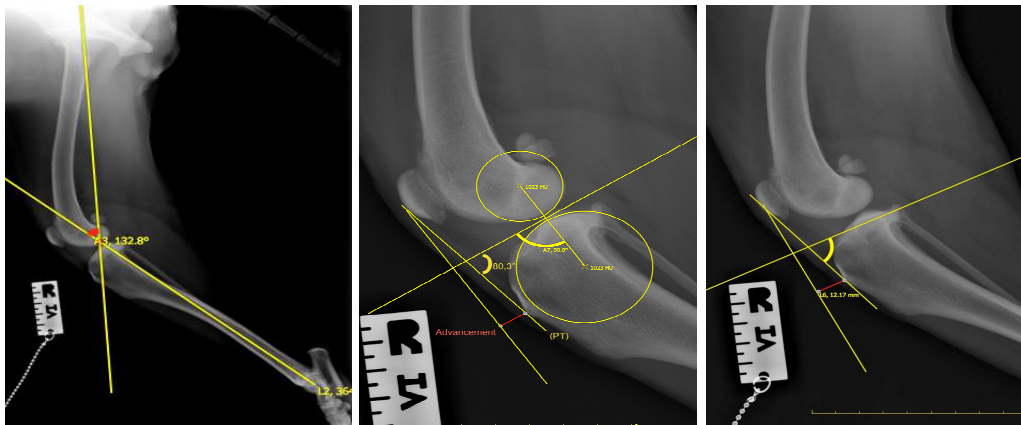


Figure 1. **A:** Preoperative mediolateral radiograph of the stifle joint of a dog affected by a cranial cruciate ligament rupture. The stifle joint is at 132.8° (Angle β), as measured by using the “eminence method”. **B:** The features used to assess the inclination of the patellar tendon angle by using the common tangent method are indicated. Circles to represent the femoral and tibial condyles were drawn. A line (AB) was drawn between the centres of both circles and the line perpendicular to AB was defined as the common tangent (CT). A line was then drawn along the cranial margin of the patellar tendon from the origin of the tendon to its insertion (PT). The angle between (CT) and (PT) was defined as PTA_{CT} . In this case, the PTA_{CT} was 99.7° . Then a line, starting from the tibial tuberosity, was drawing parallel to the common tangent. Another line, starting from the cranial margin of the patella, was drawn perpendicular to the patellar tendon. The required advancement (drawn in red) was represented by the distance between the crossing of these lines and the tibial tuberosity.

C: The features used to assess the patellar tendon angle by using the conventional method are indicated. The cranial tibial plateau landmark was identified as the proximal aspect of the cranial extent of the medial tibial plateau, and the caudal landmark was identified as the caudal extent of the medial tibial plateau. A line connecting these cranial and caudal landmarks was drawn to identify the tibial plateau slope (TPS). PTA_{TP} is the angle between the patellar tendon axis (PT) and the tibial plateau slope (TPS). Then a line, starting from the tibial tuberosity, was drawing parallel to the tibial plateau slope. Another line, starting from the cranial margin of the patella, was drawn perpendicular to the patellar tendon. The required advancement (drawn in red) was represented by the distance between the crossing of these lines and the tibial tuberosity.

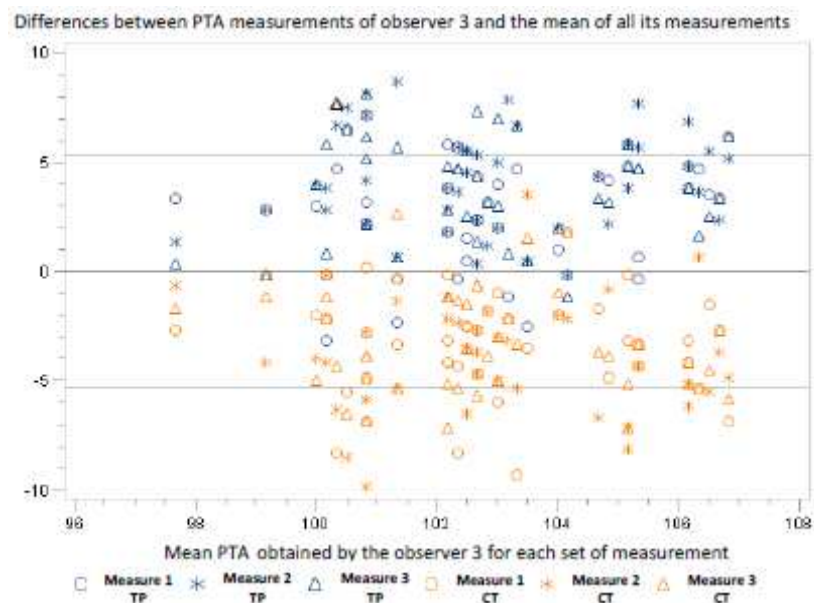


Figure 2. Inter-technique reliability of the common tangent method for the PTA measurements of observer 3. The plot shows how the differences between the PTA measurements of observer 3 and the mean of all these PTA measurements were distributed around zero. CT : Conventional Method. TP : Common Tangent Method

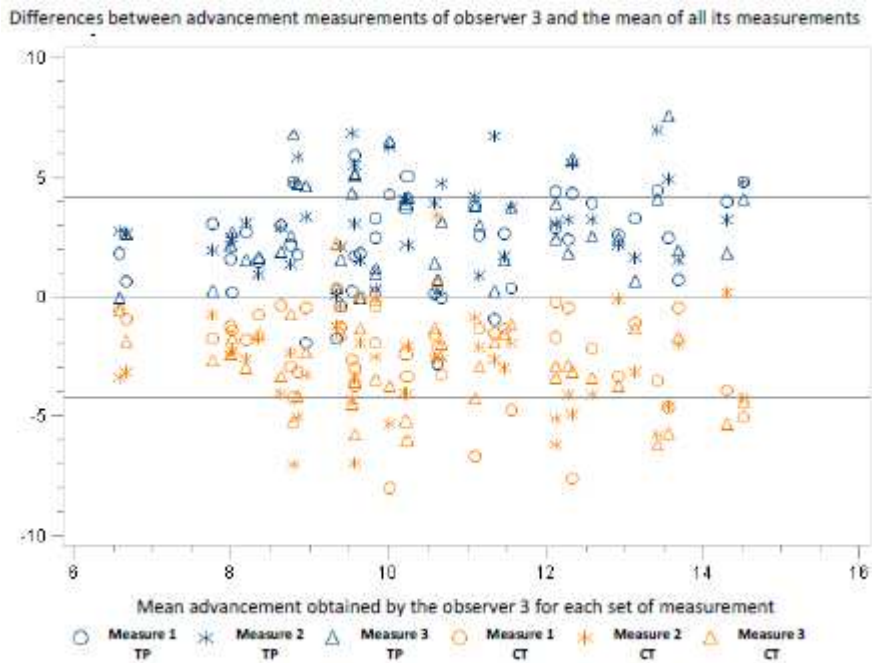


Figure 3. Inter-technique reliability of the common tangent method for the required advancement measurements of observer 3. The plot shows how the differences between the advancement measurements of observer 3 and the mean of all these advancement measurements were distributed around zero. CT : Conventional Method. TP : Common Tangent Method

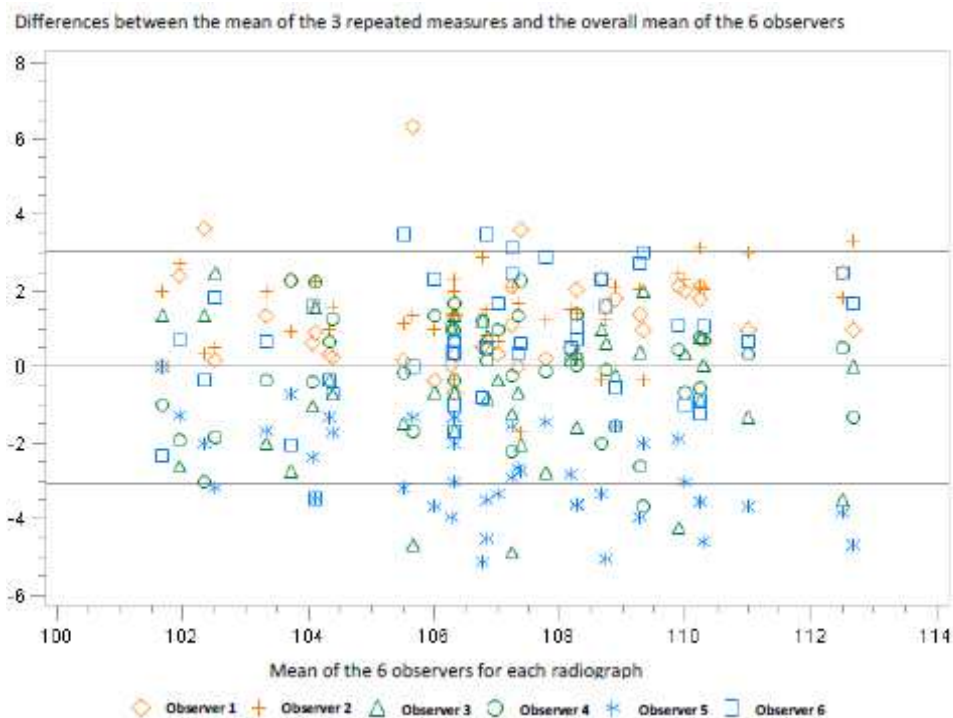


Figure 4. Inter-observer reliability of PTA_{TP} . The plot shows how the differences between the mean of the three repeated measures of each observer obtained with the conventional technique and the mean of the six observers were distributed around zero. This distribution defines the limits of agreement with the mean (-3.04 to 3.04°). The level of experience did not have a significant impact: the ECVS diploma graduates are shown in blue, the second- and third-year surgery residents are shown in orange, and the interns are shown in green.

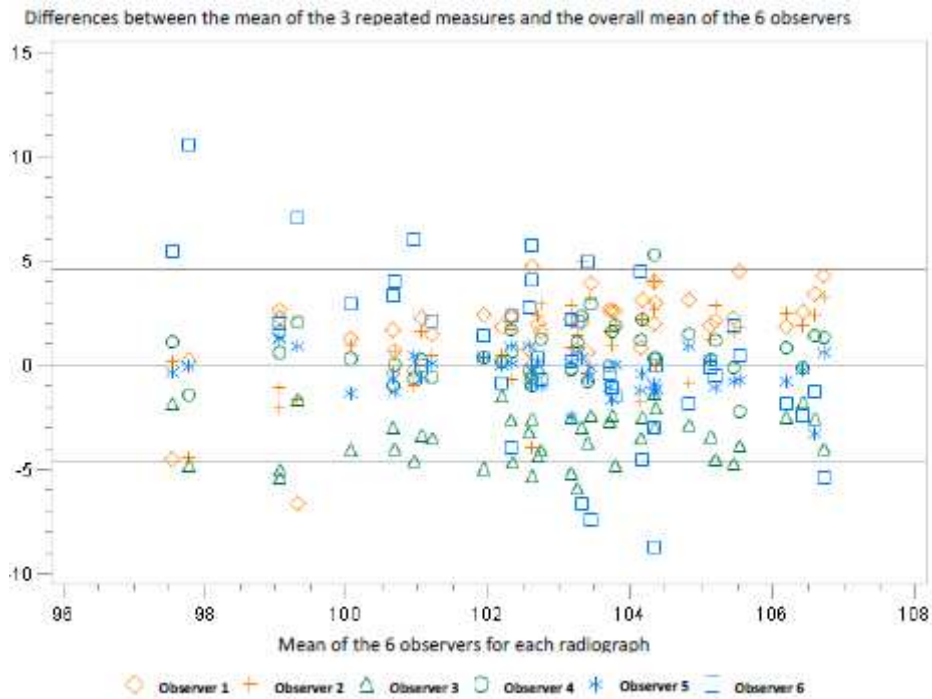


Figure 5. Inter-observer reliability of PTA_{CT}. The plot shows how the differences between the mean of the three repeated measures of each observer obtained with the common tangent technique and the mean of the six observers were distributed around zero. This distribution defines the limits of agreement with the mean (−4.59 to 4.59°). The level of experience did not have a significant impact: ECVS diploma graduates are shown in blue, second- and third-year surgery residents are shown in orange, and interns are shown in green.

| | | | PTA measurement (°) | | | | | Advancement (mm) | | | | |
|-----------|-----------|-----|---------------------|--------|--------|--------|-----------------------|------------------|--------|------|-------|-----------------------|
| Observers | Technique | N | Mean | (SD) | Min | Max | ICC _{interT} | Mean | (SD) | Min | Max | ICC _{interT} |
| O1 | TP | 129 | 108.30 | (3.26) | 100.00 | 115.00 | 0.28 | 15.28 | (2.83) | 8.80 | 22.30 | 0.34 |
| | CT | 129 | 104.67 | (4.57) | 80.00 | 115.00 | | 12.26 | (2.81) | 5.20 | 18.60 | |
| O2 | TP | 129 | 108.53 | (3.28) | 101.00 | 117.00 | 0.19 | 15.63 | (3.15) | 9.80 | 23.80 | 0.32 |
| | CT | 129 | 103.73 | (4.23) | 91.00 | 112.00 | | 12.18 | (3.59) | 2.50 | 18.50 | |
| O3 | TP | 129 | 106.39 | (3.48) | 97.00 | 113 | 0.11 | 13.18 | (3.10) | 6.50 | 21.10 | 0.15 |
| | CT | 129 | 99.39 | (3.15) | 91.00 | 107.00 | | 7.75 | (2.48) | 1.80 | 14.50 | |
| O4 | TP | 129 | 106.96 | (3.18) | 99.00 | 114.00 | 0.25 | 14.87 | (3.22) | 7.80 | 22.20 | 0.39 |
| | CT | 129 | 103.49 | (2.81) | 96.00 | 110.00 | | 11.60 | (2.59) | 6.40 | 17.80 | |
| O5 | TP | 129 | 104.23 | (2.36) | 99.00 | 109.00 | 0.4 | 11.28 | (2.11) | 6.90 | 16.70 | 0.6 |
| | CT | 129 | 102.53 | (2.22) | 96.00 | 107.60 | | 10.16 | (1.84) | 5.30 | 13.40 | |
| O6 | TP | 129 | 107.71 | (3.79) | 98.00 | 116.00 | 0.17 | 14.96 | (3.66) | 5.20 | 23.00 | 0.35 |
| | CT | 129 | 103.48 | (3.36) | 93.00 | 110.00 | | 11.20 | (2.90) | 2.60 | 17.60 | |

Table 1. Mean PTA_{TP}, PTA_{CT}, Advancement_{TP}, and Advancement_{CT} values obtained of 3 replicates per measurement per technique per observer. For each technique (T1= conventional method, T2= common tangent method), these values are presented as mean, standard deviation, minimum and maximum. The associated inter-technique reliabilities for each observer (ICC_{interT}) are also displayed. O: Observer; ICC: Intraclass Correlation Coefficient; TP: conventional method; CT: common tangent method.

| PTA measurement with conventional method (°) | | | | | | | |
|--|---------|----|--------|--------|---------|---------|--------------------------|
| Observers | Measure | N | Mean | (SD) | Minimum | Maximum | ICC _{intraO,TP} |
| O1 | M1 | 43 | 108.84 | (3.10) | 100.00 | 115.00 | 0.85 |
| | M2 | 43 | 107.84 | (3.21) | 101.00 | 115.00 | |
| | M3 | 43 | 108.23 | (3.46) | 101.00 | 115.00 | |
| O2 | M1 | 43 | 108.93 | (3.50) | 102.00 | 116.00 | 0.83 |
| | M2 | 43 | 108.16 | (3.37) | 101.00 | 117.00 | |
| | M3 | 43 | 108.49 | (3.00) | 103.00 | 115.00 | |
| O3 | M1 | 43 | 105.53 | (3.66) | 97.00 | 113.00 | 0.69 |
| | M2 | 43 | 107.05 | (3.34) | 99.00 | 113.00 | |
| | M3 | 43 | 106.60 | (3.32) | 98.00 | 113.00 | |
| O4 | M1 | 43 | 106.28 | (3.06) | 100.00 | 113.00 | 0.89 |
| | M2 | 43 | 107.67 | (3.38) | 99.00 | 114.00 | |
| | M3 | 43 | 106.93 | (2.99) | 99.00 | 112.00 | |
| O5 | M1 | 43 | 104.37 | (2.36) | 99.00 | 109.00 | 0.92 |
| | M2 | 43 | 104.19 | (2.34) | 100.00 | 109.00 | |
| | M3 | 43 | 104.14 | (2.42) | 99.00 | 109.00 | |
| O6 | M1 | 43 | 107.67 | (3.88) | 98.00 | 116.00 | 0.81 |
| | M2 | 43 | 108.02 | (3.81) | 101.00 | 115.00 | |
| | M3 | 43 | 107.44 | (3.73) | 99.00 | 115.00 | |
| Overall ICC_{intraO,TP} | | | | | | | 0.75 |

Table 2. PTA_{TP} values obtained with the conventional method for each set of measurements and each observer of 43 images. They are presented as mean, standard deviation, minimum and maximum. The associated intra-observer reliability (ICC_{intraO,TP}) and the overall intra-observer reliability of the conventional method are also given. M: Measurement; O: Observer; ICC: Intraclass Correlation Coefficient.

| PTA measurement with common tangent method (°) | | | | | | | |
|--|---------|----|--------|--------|---------|---------|--------------------------|
| Observers | Measure | N | Mean | (SD) | Minimum | Maximum | ICC _{intraO,CT} |
| O1 | M1 | 43 | 104.91 | (3.93) | 97.00 | 115.00 | 0.55 |
| | M2 | 43 | 105.74 | (3.29) | 100.00 | 114.00 | |
| | M3 | 43 | 103.37 | (5.86) | 80.00 | 111.00 | |
| O2 | M1 | 43 | 102.81 | (4.20) | 94.00 | 111.00 | 0.67 |
| | M2 | 43 | 103.98 | (3.65) | 95.00 | 109.00 | |
| | M3 | 43 | 104.40 | (4.71) | 91.00 | 112.00 | |
| O3 | M1 | 43 | 99.60 | (3.18) | 92.00 | 106.00 | 0.64 |
| | M2 | 43 | 99.05 | (3.33) | 91.00 | 107.00 | |
| | M3 | 43 | 99.51 | (2.99) | 94.00 | 106.00 | |
| O4 | M1 | 43 | 103.49 | (2.85) | 96.00 | 110.00 | 0.96 |
| | M2 | 43 | 103.65 | (3.01) | 96.00 | 110.00 | |
| | M3 | 43 | 103.63 | (2.63) | 97.00 | 109.00 | |
| O5 | M1 | 43 | 102.39 | (2.25) | 96.00 | 107.00 | 0.90 |
| | M2 | 43 | 102.54 | (2.40) | 96.40 | 107.60 | |
| | M3 | 43 | 102.66 | (2.05) | 97.30 | 107.30 | |
| O6 | M1 | 43 | 103.13 | (3.70) | 93.00 | 110.00 | 0.79 |
| | M2 | 43 | 103.12 | (3.35) | 94.00 | 108.00 | |
| | M3 | 43 | 104.19 | (2.98) | 98.00 | 109.00 | |
| Overall ICC_{intraO,CT} | | | | | | | 0.61 |

Table 3. PTA_{CT} values obtained with the common tangent method for each set of measurements and each observer of 43 images. They are presented as mean, standard deviation, minimum and maximum. The associated intra-observer reliability (ICC_{intraO,CT}) and the overall intra-observer reliability of the common tangent method are also displayed. O: Observer; ICC: Intraclass Correlation Coefficient.

| Advancement measurement reliabilities | | |
|---------------------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Observer | ICC _{intraO,TP} | ICC _{intraO,CT} |
| Observer 1 | 0.88 | 0.70 |
| Observer 2 | 0.9 | 0.71 |
| Observer 3 | 0.75 | 0.62 |
| Observer 4 | 0.92 | 0.99 |
| Observer 5 | 0.95 | 0.96 |
| Observer 6 | 0.83 | 0.79 |
| Overall ICC_{intraO} | 0.76 | 0.63 |
| Overall ICC_{interO} | 0.49 | 0.26 |

Table 4. Intra-observer reliability analysis of the advancement values obtained with the conventional method (ICC_{intraOTP}) or the common tangent method (ICC_{intraOCT}) for each observer. The overall intra- and inter-observer reliability of both methods regarding the advancement measurement are also given. ICC: Intraclass Correlation Coefficient.

| PTA measurement with conventional method (°) | | | | | | | |
|--|------------|----|--------|---------|---------|---------|--------------------------|
| Observers | Techniques | N | Mean | Std Dev | Minimum | Maximum | ICC _{interO,TP} |
| O1 | TP | 43 | 108.30 | 3.11 | 101.67 | 115.00 | 0.59 |
| O2 | TP | 43 | 108.53 | 3.11 | 102.67 | 116.00 | |
| O3 | TP | 43 | 106.40 | 3.10 | 99.33 | 112.67 | |
| O4 | TP | 43 | 106.96 | 3.08 | 99.33 | 113.00 | |
| O5 | TP | 43 | 104.23 | 2.31 | 99.33 | 108.67 | |
| O6 | TP | 43 | 107.71 | 3.56 | 99.33 | 115.00 | |
| PTA measurement with common tangent method (°) | | | | | | | |
| Observers | Techniques | N | Mean | Std Dev | Minimum | Maximum | ICC _{interO,CT} |
| O1 | CT | 43 | 104.67 | 3.83 | 92.67 | 111.00 | 0.33 |
| O2 | CT | 43 | 103.73 | 3.76 | 93.33 | 110.00 | |
| O3 | CT | 43 | 99.39 | 2.77 | 93.00 | 104.67 | |
| O4 | CT | 43 | 103.49 | 2.79 | 96.33 | 109.67 | |
| O5 | CT | 43 | 102.53 | 2.17 | 97.20 | 107.30 | |
| O6 | CT | 43 | 103.48 | 3.14 | 95.67 | 108.67 | |

Table 5. Mean PTA_{TP} and PTA_{CT} values obtained by each observer of 43 images. They are presented as mean, standard deviation, minimum and maximum. The associated inter-observer reliabilities (ICC_{interO,TP} and ICC_{interO,CT}) are also given. M: measurement; O: Observer; ICC: Intraclass Correlation Coefficient; TP: conventional method; CT: common tangent method.

Article 6

Theoretical discrepancy between cage size and efficient tibial tuberosity advancement in dogs treated for cranial cruciate ligament rupture

S. Etchepareborde¹; J. Mills²; V. Busoni³; L. Brunel¹; M. Balligand¹

¹Department of Clinical Sciences (Companion Animals), Faculty of Veterinary Medicine, University of Liège, 4000 Liège, Belgium.

²Scarsdale Veterinary Hospital, Derby, Derbyshire, United Kingdom;

³Department of Clinical Sciences (Diagnostic Imaging), Faculty of Veterinary Medicine, University of Liège, 4000 Liège, Belgium

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, published

Abstract

Objectives: To calculate the difference between the desired tibial tuberosity advancement (TTA) along the tibial plateau axis and the advancement truly achieved in that direction when cage size has been determined using the method of Montavon and colleagues. To measure the effect of this difference on the final patellar tendon-tibial plateau angle (PTA) in relation to the ideal 90°.

Methods: Trigonometry was used to calculate the theoretical actual advancement of the tibial tuberosity in a direction parallel to the tibial plateau that would be achieved by the placement of a cage at the level of the tibial tuberosity in the osteotomy plane of the tibial crest. The same principle was used to calculate the size of the cage that would have been required to achieve the desired advancement. The effect of the difference between the desired advancement and the actual advancement achieved on the final PTA was calculated.

Results: For a given desired advancement, the greater the tibial plateau angle (TPA), the greater the difference between the desired advancement and the actual advancement achieved. The maximum discrepancy calculated was 5.8 mm for a 12 mm advancement in a case of extreme TPA (59°). When the TPA was less than 31°, the PTA was in the range of 90° to 95°.

Clinical significance: A discrepancy does exist between the desired tibial tuberosity advancement and the actual advancement in a direction parallel to the TPA, when the tibial tuberosity is not translated proximally. Although this has an influence on the final PTA, further studies are warranted to evaluate whether this is clinically significant.

Introduction

In 2002, Tepic first postulated that tibial tuberosity advancement could neutralize the cranially directed stifle shear forces (cranial tibial thrust) responsible for cranial tibial subluxation during weight bearing in dogs affected by CrCL rupture (1). The rationale for TTA is based on the assumption that the tibiofemoral compressive force is in the same direction as the patellar tendon force (1). The aim of the TTA is to modify the angle between the patellar tendon and the tibial plateau by advancing the tibial tuberosity. The new position is achieved by an osteotomy of the tibial crest and the insertion of a space-occupying titanium cage in the osteotomy site. Four sizes of cage are commercially available, 3mm, 6mm, 9mm and 12mm. Stabilization is achieved with a dedicated titanium plate that attaches to the tibial crest with a multi-pronged fork and to the tibial diaphysis with screws. Preoperative measurements made on radiographs aim to create a final PTA of 90° (2). This is measured with the stifle at an angle of 135 degrees simulating the midstance phase of the gait cycle as determined by kinematics analysis (3). If the PTA is less than 90° a caudal tibial thrust is generated and if PTA is more than 90° a cranial tibial thrust is generated (1, 2, 4). Mean PTA before TTA was reported as approximately 100° (5). Failure to decrease this angle to 90° may jeopardize the result of the surgery, as a cranial tibial thrust would persist (4). Initial clinical studies report very promising results for TTA procedures, similar to those obtained with tibial plateau levelling osteotomy (TPLO) (5).

A transparency (Kyon, Zurich, Switzerland) is used to plan the advancement required in a direction parallel to the tibial plateau (Fig 1). However the plane of the tibial crest osteotomy is not perpendicular to the tibial plateau and with limited proximal translation of the tibial crest the actual advancement of the tibial tuberosity in a direction parallel to the tibial plateau is less than desired. The goal of this study is to explore the difference between the desired and achieved tibial tuberosity advancements, And to explore the discrepancy between the final PTA and the goal of 90°.

Material and Methods

All evaluations were theoretical. No case material was evaluated.

Assumptions and definitions

“Desired advancement” refers to the size of the advancement that would have been chosen in a hypothetical clinical case by using the standard transparency method.

“Actual advancement” refers to the tibial tuberosity advancement that would actually be achieved in a direction parallel to the tibial plateau.

It was assumed that the tibial osteotomy was parallel to the tibial mechanical axis; that there was no proximal translation of the tibial crest, but that the crest rotated around its distal extremity, and it was assumed that the cage of the desired size was inserted at the level of the patellar tendon insertion on the tibial tuberosity.

The length of the patellar tendon (PTL), for use in the trigonometry, was defined as the distance between the tibial tuberosity and the most distal pole of the patella.

Calculation of the actual tibial tuberosity advancement achieved by placing a given cage

Figure 2 illustrates the new position of the patellar tendon after advancement of the tibial tuberosity if the goal of achieving a PTA of 90° is achieved. Distance A'D' represents the desired advancement in the direction of the tibial plateau (Figure 2A). The cage size to place in the osteotomy which would have been selected in this case would be A'D' so distance AD equates to A'D' (Figure 2B). Distance AB is the actual advancement that would have been achieved in a direction parallel to the tibial plateau (Figure 2C). Angle BAD in the triangle BAD is equal to the TPA (Figure 2D). In the rectangled triangle BAD, $\cos \text{BAD} = \text{AB}/\text{AD}$ with $\text{BAD} = \text{TPA}$ and $\text{AD} = \text{size of the cage}$ so $\text{AB} = \text{AD} \times \cos \text{TPA}$:

$$\text{actual advancement achieved} = \text{desired advancement} \times \cos \text{TPA}$$

Similarly, we can calculate the advancement necessary to achieve a desired advancement as:

$$\text{Actual advancement required to achieve a desired advancement} = \frac{\text{desired advancement}}{\cos \text{TPA}}$$

The actual advancements that might be achieved were calculated for the hypothetical insertion of 3, 6, 9 and 12mm cages into stifles with TPAs of 24° (the average TPA reported in several studies (6,7,8)), 35° (the angle from which TPA is considered excessive), 42° (the mean TPA

reported in 2 studies describing excessive TPA (7,9)), and 59° (the maximal TPA reported (7)).

Calculation of the discrepancy in the final tibial plateau-patellar tendon angle caused by under advancement of the tibial tuberosity

In Figure 3, AD is the desired advancement (Figure 3A) and AB is the actual advancement mentioned previously (Figure 3B). The discrepancy between the ideal PTA of 90° and that which is actually achieved is angle DCB and is designated angle DCB (Figure 3C).

$$\tan \text{DCB} = \text{DB}/\text{CD}$$

CD is the PTL and DB = AD - AB

$$\text{so DCB} = \tan^{-1} ((\text{AD} - \text{AB})/\text{PTL})$$

That is, the discrepancy in the final PTA = $\tan^{-1}((\text{desired advancement} - \text{actual advancement})/\text{PTL})$.

It was previously shown that actual advancement = $\cos \text{TPA} \times \text{desired advancement}$.

so:

$$\underline{\text{discrepancy in final angle} = \tan^{-1}((1 - \cos \text{TPA}) \times \text{desired advancement}/\text{PTL})}$$

If the TPA, the desired advancement and the PTL are known, then the discrepancy in the final PTA which would be achieved can be calculated. This was done for a range of PTLs from 20mm (corresponding to the smallest patients in which the authors would consider doing a TTA procedure) to 70mm (corresponding to the longest PTL that the authors have encountered in clinical practice, which was in a Great Dane). The calculations were made assuming a TPA of 16° as this represents the minimum TPA reported in a large study of dogs with cranial cruciate ligament rupture (10)

Results

Actual tibial tuberosity advancement achieved by placing a given cage

The results are displayed in Table 1. The greater the TPA, the greater the difference between the desired advancement and the actual advancement. This discrepancy was 5.8 mm for a 12 mm advancement in a case of extreme TPA.

The actual advancement necessary to achieve the desired tibial tuberosity advancement in the direction of the tibial plateau (last column of Table 1) was derived for cage sizes of 3-12mm

over a range of TPAs and results are presented in figure 4. As an example, for an advancement measured at 6 mm with the transparency (Kyon) in a dog with a TPA of 49°, the cage to be used to reach 6mm advancement along the tibial plateau axis would be a 9mm cage.

The discrepancy in the final tibial plateau-patellar tendon angle caused by under advancement of the tibial tuberosity

Considering cages of 3-12mm and PTLs of 20-70mm gave a desired advancement : PTL ratio ranging from 0.04-0.6 (Appendix 1). Figure 5 illustrates the discrepancy of the PTA as a function of the TPA for this range of desired advancement : PTL ratios. So, with knowledge of the TPA, the PTL and the desired advancement of the tibial tuberosity, the discrepancy in the final PTA can be evaluated. Where TPA is less than 31°, the discrepancy in final PTA angle was less than 5°.

Discussion

The rationale for the TTA is based on the assumption that the tibiofemoral compressive force is in the same direction as the patellar tendon force (1). A cross over point was reported at a PTA of ~90° (1, 2, 4). If the PTA is less than 90°, a caudal tibial thrust is generated and if PTA is more than 90° a cranial tibial thrust is generated. Preoperative measurements made on radiographs plan to create a final PTA of 90° with the stifle at 135° which reflects the midstance phase angle of the gait cycle as determined by kinematics analysis (3). Mean preoperative PTA was reported as approximately 100° (7). Failure to decrease this angle to 90° may jeopardize the result of the surgery, as this would leave a cranial tibial thrust (4). The final PTA depends on many factors related to tibial conformation. This study provides a better understanding of the role of the TPA in the final PTA. The transparency (Kyon) commonly used to assess the size of the implants leads to an underestimation of the necessary advancement of the tibial tuberosity. The fact that the actual advancement achieved is shorter than the desired advancement leads to insufficient advancement of the tibial tuberosity, hence a final PTA superior to 90 degrees at 135 degrees of stifle extension. The greater the TPA, the more severe is the underestimation. This may explain why it was anecdotally proposed that TPA >30° are not best suited for TTA (11). However the significance of postoperative PTA differing from the intended 90° has not been evaluated. Hoffman et al. reported a final PTA of

95.5° (12) and clinical outcome was comparable to other TTA studies (7, 13, 14). This result suggests that an undercorrection of the PTA less than 5° may not significantly affect the long term outcome. It is probable that in many cases, a tibial tuberosity advancement close to 90° may be sufficient to adequately neutralize the tibio-femoral shear forces, but in some dogs this may be more critical (16). However, a suboptimal PTA will leave an instability that may explain the high rate (~22%) of subsequent meniscal tear reported with TTA without meniscal release performed (5,12). Based on our findings, with a TPA up to 30°, the discrepancy in final PTA cannot reach 5°. Large clinical studies to evaluate the true effect of the PTA must be conducted before drawing conclusions on the clinically acceptable range of final PTA.

Another point to consider is the tibial tuberosity conformation. The patellar tendon may insert more distally on the tibial crest in some dogs (15). Current recommendations are to place the titanium cage at the proximal extent of the osteotomy (2-3mm from the proximal tibial bone margin) (5). By doing so, in some cases with low patellar tendon insertion, the cage will be placed higher than the tibial tuberosity, meaning that the advancement at the level of the tibial tuberosity will be less than expected. This point is easily corrected by displacing the cage distally at the level of the tibial tuberosity. In this study, the assumption was made that the cage was placed at the level of the tibial tuberosity.

Some may be tempted to displace the cage distal to the level of the tibial tuberosity. However, it has been advocated that a segment of unsupported bone proximal to the cage may predispose the tibial tuberosity proximal to the cage to fracture (16). So, great care should be taken in displacing the cage distally to correct the effect of excessive TPA, as lack of caudal support to the tibial tuberosity may cause a stress riser just proximal to the cage, resulting in tibial crest fracture (16). If the cage is displaced distally, the amount of displacement should be accurately evaluated and mechanical support should be provided caudal to the tibial tuberosity as described in 4 dogs with excessive tuberosity advancement (16).

Another source of inaccuracy is the variability in preoperative measurements. Variabilities have been extensively described in the measurement of the TPA (17-19), but no studies have investigated inter- and intraobserver variation when assessing preoperative planning for TTA.

The authors recognise the inherent limitations in the theoretical evaluations presented here. The trigonometry is only valid if the tibial crest is not translated proximally during the advancement of the tibial tuberosity. Indeed, when the tibial crest is translated as recommended (2,5) this will decrease the final PTA. This translation is said to compensate for the distal displacement of the patella induced by tibial tuberosity advancement. To our

knowledge, no study has described the consequences of the displacement of the patella after TTA and the need to correct this factor has yet to be proven. No publication has addressed the effect of the tibial crest translation on the final PTA.

The changes in the biomechanics of the stifle cannot be reduced to the simple advancement of the tibial tuberosity influenced by the tibial plateau. As well as the influence of the TPA on the advancement achieved, other parameters must be considered to properly assess the efficacy of the TTA including proximo-distal displacement of the patella, translation of the femur relative to the tibia, the tibia-ground angle, limb conformation, muscular strength and stifle flexion/extension during weight bearing.

In conclusion, we have discussed the discrepancy that exists between the desired tibial tuberosity advancement as measured preoperatively and the actual advancement of the tibial tuberosity after placement of the cage. Until further studies demonstrate the possible correlation between the final PTA and the clinical outcome of the patients, it is impossible to precisely determine the PTA values that would preclude or favour a good clinical function after cranial cruciate ligament rupture.

The data presented in this study are a prerequisite to calculate precisely the amount of proximal translation of the tibial tuberosity needed in order to reach a postoperative PTA=90°.

References

1. Tepic S, Damur DM, Montavon PM (eds). Biomechanics of the stifle joint In: 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, September 5th-8th, 2002, Munich, Germany.
2. Montavon PM, Damur DM, Tepic S (eds). Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. 1st World Orthopedic Veterinary Congress, September 5th-8th, 2002, Munich, Germany.
3. Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier NB et al. Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am J Vet Res* 1996; 57: 381-8.
4. Apelt D, Kowaleski MP, Boudrieau RJ. Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an in vitro experimental study. *Vet Surg* 2007; 36: 170-7.
5. Lafaver S, Miller NA, Stubbs WP et al. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complications in 101 dogs. *Vet Surg* 2007; 36: 573-86.
6. Reif U, Probst CW. Comparison of tibial plateau angles in normal and cranial cruciate deficient stifles of Labrador retrievers. *Vet Surg* 2003; 32: 385-9.
7. Duerr FM, Duncan CG, Savicky RS et al. Comparison of surgical treatment options for cranial cruciate ligament disease in large-breed dogs with excessive tibial plateau angle. *Vet Surg* 2008; 37: 49-62.
8. Buote N, Fusco J, Radasch R. Age, tibial plateau angle, sex, and weight as risk factors for contralateral rupture of the cranial cruciate ligament in Labradors. *Vet Surg* 2009; 38: 481-9.
9. Talaat, MB, Kowaleski MP, Boudrieau RJ. Combination tibial plateau leveling osteotomy and cranial closing wedge osteotomy of the tibia for the treatment of cranial cruciate ligament-deficient stifles with excessive tibial plateau angle. *Vet Surg* 2006; 35: 729-39.
10. Stauffer KD, Tuttle TA, Elkins AD et al. Complications Associated With 696 Tibial Plateau Leveling Osteotomies (2001-2003). *J Am Anim Hosp Assoc* 2006; 42: 44-50.
11. Boudrieau RJ. Tibial plateau levelling osteotomy or tibial tuberosity advancement? *Vet Surg* 2009; 38: 1-22.
12. Hoffmann DE, Miller JM, Ober CP et al. Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006; 19: 219-227.
13. Voss K, Damur DM, Guerrero T et al. Force plate gait analysis to assess limb function after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008; 21: 243-9.

14. Stein S, Schmoekel H. Short-term and eight to 12 months results of a tibial tuberosity advancement as treatment of canine cranial cruciate ligament damage. *J Small Anim Pract* 2008; 49: 398-404.
15. Duerr FM, Duncan CG, Savicky RS et al. Comparison of surgical treatment options for cranial cruciate ligament disease in large-breed dogs with excessive tibial plateau angle. *Vet Surg* 2008; 37: 49-62.
16. Burns CG, Boudrieau RJ. Modified tibial tuberosity advancement procedure with tuberosity advancement in excess of 12 mm in four large breed dogs with cranial cruciate ligament-deficient joints. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008; 21: 250-5.
17. Baroni E, Matthias RR, Marcellin-Little DJ et al. Comparison of radiographic assessments of the tibial plateau slope in dogs. *Am J Vet Res* 2003; 64: 586-9.
18. Fetting AA, Rand WM, Sato AF et al. Observer variability of tibial plateau slope measurement in 40 dogs with cranial cruciate ligament-deficient stifle joints. *Vet Surg* 2003; 32: 471-8.
19. Caylor KB, Zumpano CA, Evans LM et al. Intra- and interobserver measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 2001; 37: 263-8.

Figures

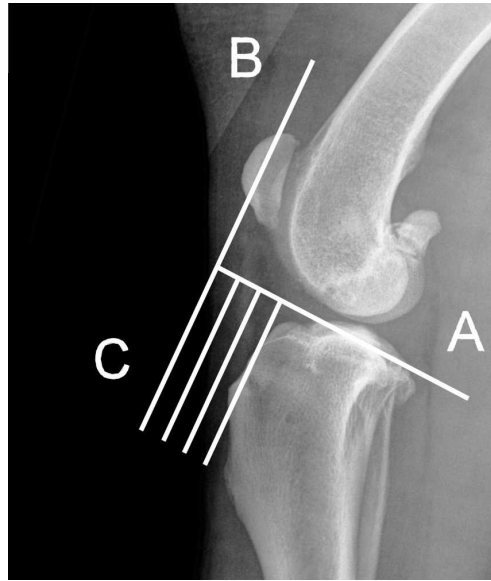


Figure 1: The white lines represent the transparency (Kyon) used in preoperative cage selection. Line A is placed over the tibial plateau. Line B is placed over the attachment of the patellar tendon on the distal pole of the patella. Lines C allow measurement of the desired advancement of the tibial tuberosity along an axis parallel to the tibial plateau.

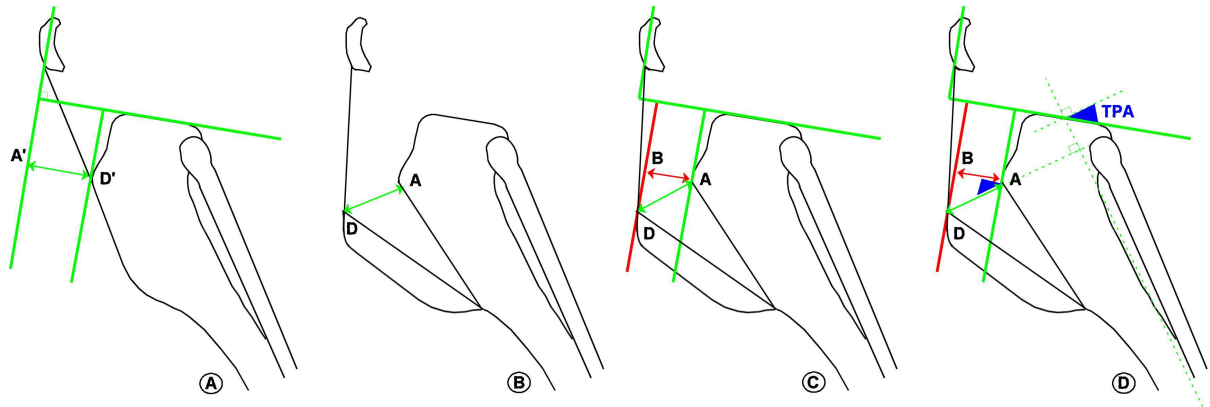


Figure 2: Tibial tuberosity advancement. A) To achieve a PTA of 90° in a direction parallel to the tibial plateau, a tibial tuberosity advancement of A'D' is desired. This would be measured using a transparency in clinical cases B) The tibial tuberosity is advanced perpendicular to the osteotomy through distance AD, the size of the selected cage (with $AD=A'D'$) C) The osteotomy is not perpendicular to the tibial plateau so the advancement of the tibial tuberosity along an axis parallel to the tibial plateau (distance AB) is less than AD. D) On the premise that the osteotomy is parallel to the tibial axis, the angle BAD in the right-angled triangle BAD is the TPA. The actual advancement (AB) can be calculated as a function of the TPA and of the desired advancement (AD).

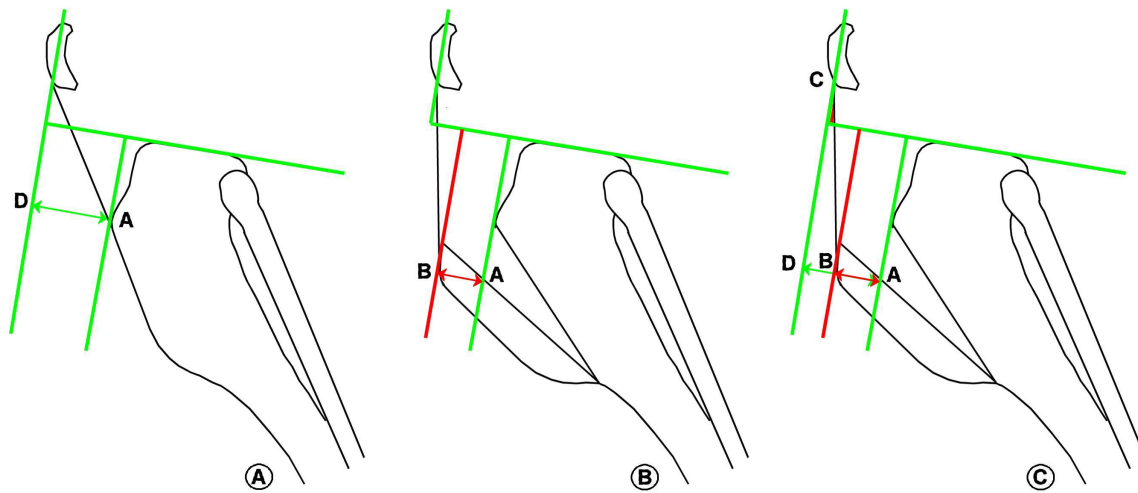


Figure 3: Calculation of the discrepancy of the final tibial plateau-patellar tendon angle. A) The advancement of the tibial tuberosity of AD in a direction parallel to the tibial plateau is necessary to achieve a PTA of 90° B) The actual advancement AB is less than AD. C) The discrepancy between the PTA and the ideal of 90° is angle DCB in the right-angled triangle DCB. CB is the PTL and DB is the difference between the desired and actual tibial tuberosity advancements.

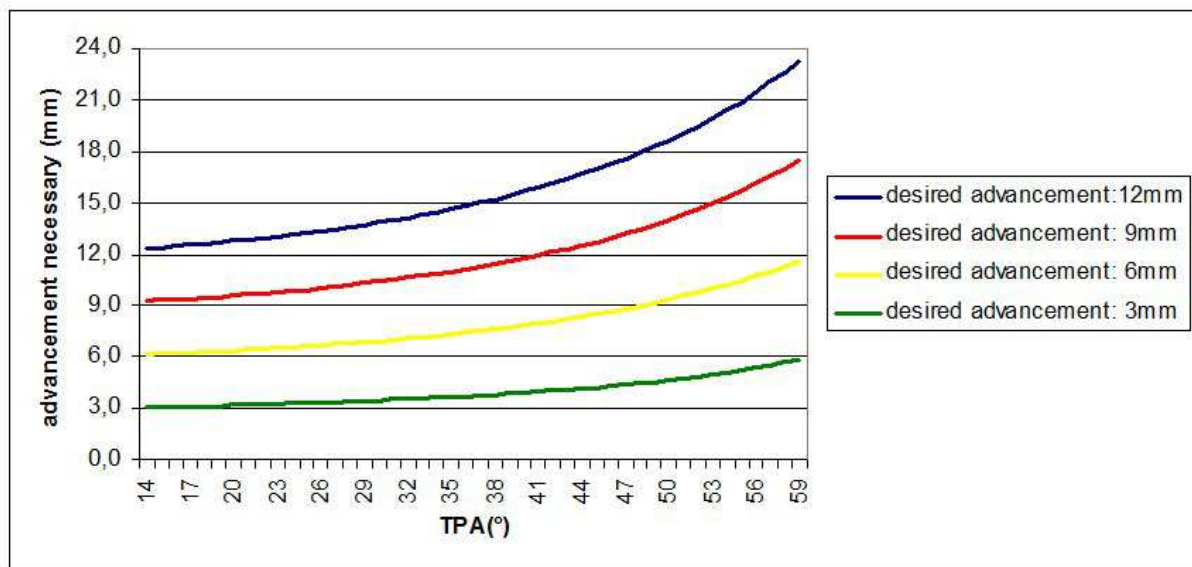


Figure 4: Advancement necessary as a function of TPA depending on preoperative measurement based on the transparency (Kyon). The four curves correspond to the four sizes of cage commercially available. As an example, with a TPA of 49° , if the transparency (Kyon) reads 6mm, a 9mm cage should be placed at the level of the tibial tuberosity in order to reach the advancement required.

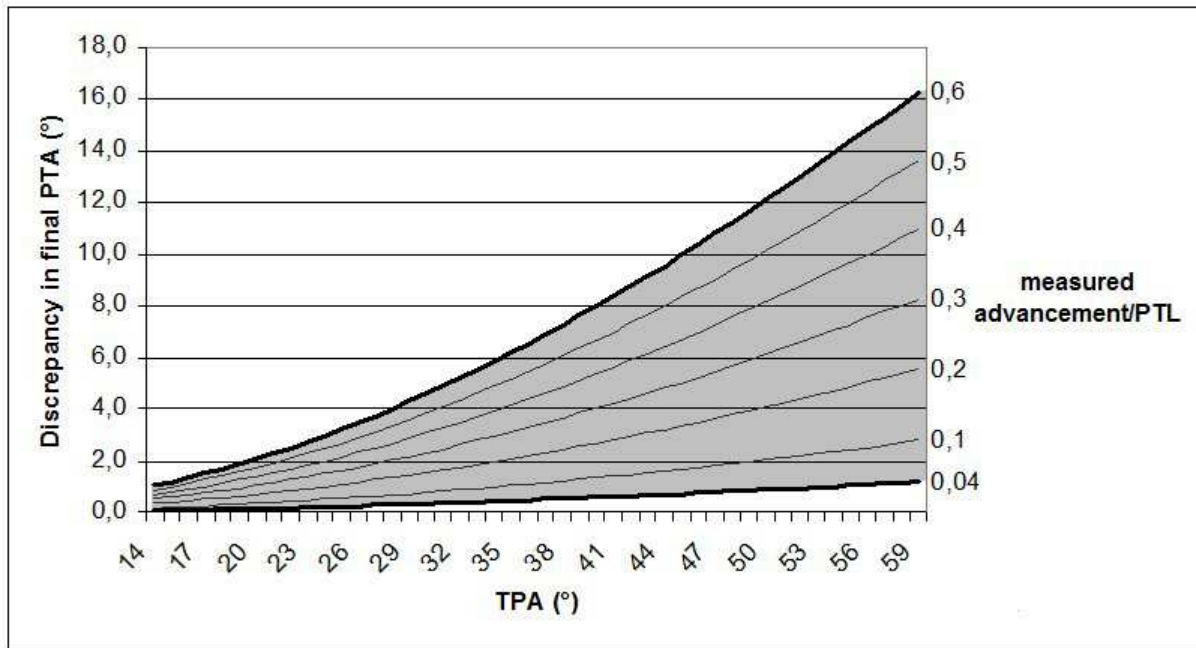


Figure 5: Discrepancy in final PTA as a function of TPA knowing the desired advancement/ PTL ratio. Desired advancement/PTL can be easily calculated or approximated using Appendix 1.

| Desired advancement (A'D') | TPA (°) | actual advancement (AB) | Difference between desired and actual advancement | advancement necessary |
|----------------------------|---------|-------------------------|---|-----------------------|
| 3 | 24 | 2.7 | 0.3 | 3.3 |
| | 35 | 2.5 | 0.5 | 3.7 |
| | 42 | 2.2 | 0.8 | 4.0 |
| | 59 | 1.5 | 1.5 | 5.8 |
| 6 | 24 | 5.5 | 0.5 | 6.6 |
| | 35 | 4.9 | 1.1 | 7.3 |
| | 42 | 4.5 | 1.5 | 8.1 |
| | 59 | 3.1 | 2.9 | 11.6 |
| 9 | 24 | 8.2 | 0.8 | 9.9 |
| | 35 | 7.4 | 1.6 | 11.0 |
| | 42 | 6.7 | 2.3 | 12.1 |
| | 59 | 4.6 | 4.4 | 17.5 |
| 12 | 24 | 11.0 | 1.0 | 13.1 |
| | 35 | 9.8 | 2.2 | 14.6 |
| | 42 | 8.9 | 3.1 | 16.1 |
| | 59 | 6.2 | 5.8 | 23.3 |

Table 1: Tibial tuberosity under advancement, as the difference between desired advancement A'D' and the actual advancement AB. The advancement necessary would be the size of a cage required to reach the desired advancement as measured with the transparency. All data are in millimeters except for the TPA (degrees).

| PTL (mm) \ cage size (mm) | 3 | 6 | 9 | 12 |
|---------------------------|------|------|------|------|
| 20 | 0.15 | 0.30 | 0.45 | 0.60 |
| 22 | 0.14 | 0.27 | 0.41 | 0.55 |
| 24 | 0.13 | 0.25 | 0.38 | 0.50 |
| 26 | 0.12 | 0.23 | 0.35 | 0.46 |
| 28 | 0.11 | 0.21 | 0.32 | 0.43 |
| 30 | 0.10 | 0.20 | 0.30 | 0.40 |
| 32 | 0.09 | 0.19 | 0.28 | 0.38 |
| 34 | 0.09 | 0.18 | 0.26 | 0.35 |
| 36 | 0.08 | 0.17 | 0.25 | 0.33 |
| 38 | 0.08 | 0.16 | 0.24 | 0.32 |
| 40 | 0.08 | 0.15 | 0.23 | 0.30 |
| 42 | 0.07 | 0.14 | 0.21 | 0.29 |
| 44 | 0.07 | 0.14 | 0.20 | 0.27 |
| 46 | 0.07 | 0.13 | 0.20 | 0.26 |
| 48 | 0.06 | 0.13 | 0.19 | 0.25 |
| 50 | 0.06 | 0.12 | 0.18 | 0.24 |
| 52 | 0.06 | 0.12 | 0.17 | 0.23 |
| 54 | 0.06 | 0.11 | 0.17 | 0.22 |
| 56 | 0.05 | 0.11 | 0.16 | 0.21 |
| 58 | 0.05 | 0.10 | 0.16 | 0.21 |
| 60 | 0.05 | 0.10 | 0.15 | 0.20 |
| 62 | 0.05 | 0.10 | 0.15 | 0.19 |
| 64 | 0.05 | 0.09 | 0.14 | 0.19 |
| 66 | 0.05 | 0.09 | 0.14 | 0.18 |
| 68 | 0.04 | 0.09 | 0.13 | 0.18 |
| 70 | 0.04 | 0.09 | 0.13 | 0.17 |

Appendix 1: Desired advancement/PTL ratio. This value is used to know which curve to read, then the discrepancy is simply read as a function of TPA.

