

**VETAGRO SUP
CAMPUS VETERINAIRE DE LYON**

Année 2020 - Thèse n° 055

***CONTRIBUTION A L'ETUDE DE DEUX SYSTEMES DE
FIXATION PAR DES VIS D'INTERFERENCE D'UN
LIGAMENT ARTIFICIEL INTRA ARTICULAIRE DANS LE
REMPACEMENT DU LIGAMENT CROISE CRÂNIAL CHEZ
LE CHIEN.***

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 22/10/2020
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

RAFAEL Paul
Né le 31/12/1993
à *St Rémy (71)*



VetAgro Sup



**VETAGRO SUP
CAMPUS VETERINAIRE DE LYON**

Année 2020 - Thèse n° 055

***CONTRIBUTION A L'ETUDE DE DEUX SYSTEMES DE
FIXATION PAR DES VIS D'INTERFERENCE D'UN
LIGAMENT ARTIFICIEL INTRA ARTICULAIRE DANS LE
REMPACEMENT DU LIGAMENT CROISE CRÂNIAL CHEZ
LE CHIEN.***

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 22/10/2020
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

RAFAEL Paul
Né le 31/12/1993
à *St Rémy (71)*



VetAgro Sup



Liste des Enseignants du Campus Vétérinaire de Lyon (01-09-2019)

ABITBOL	Marie	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
ALVES- DE- OLIVEIRA	Laurent	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
ARCANGIOLI	Marie- Anne	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur
AYRAL	Florence	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
BECKER	Claire	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
BELLUCO	Sara	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
BENAMOU- SMITH	Agnès	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
BENOIT	Etienne	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
BERNY	Philippe	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
BONNET- GARIN	Jeanne- Marie	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
BOULOCHER	Caroline	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
BOURDOISEAU	Gilles	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur
BOURGOIN	Gilles	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
BRUYERE	Pierre	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
BUFF	Samuel	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
BURONFOSSE	Thierry	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
CACHON	Thibaut	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
CADORÉ	Jean- Luc	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
CALLAIT- CARDINAL	Marie- Pierre	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
CAROZZO	Claude	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
CHABANNE	Luc	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
CHALVET- MONFRAY	Karine	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
DE BOYER DES ROCHES	Alice	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
DELIGNETTE- MULLER	Marie- Laure	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
DJELOUADJI	Zorée	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
ESCRIOU	Catherine	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
FRIKHA	Mohamed- Ridha	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
GALIA	Wessam	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
GILOT- FROMONT	Emmanuelle	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur
GONTHIER	Alain	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
GRANCHER	Denis	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
GREZEL	Delphine	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
HUGONNARD	Marine	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
JANKOWIAK	Bernard	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
JOSSON- SCHRAMME	Anne	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
JUNOT	Stéphane	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
KODJO	Angeli	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur
KRAFFT	Emilie	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
LAABERKI	Maria- Halima	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
LAMBERT	Véronique	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
LE GRAND	Dominique	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur
LEBLOND	Agnès	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
LEDOUX	Dorothee	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
LEFEBVRE	Sébastien	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
LEFRANC- POHL	Anne- Cécile	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
LEGROS	Vincent	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
LEPAGE	Olivier	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
LOUZIER	Vanessa	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
MARCHAL	Thierry	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
MOISSONNIER	Pierre	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
MOUNIER	Luc	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur
PEPIN	Michel	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
PIN	Didier	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
PONCE	Frédérique	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
PORTIER	Karine	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
POUZOT- NEVORET	Céline	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
PROUILLAC	Caroline	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
REMY	Denise	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
RENE MARTELLET	Magalie	DEPT - ELEVAGE- SPV	Maître de conférences
ROGER	Thierry	DEPT - BASIC - SCIENCES	Professeur
SABATIER	Philippe	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur
SAWAYA	Serge	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
SCHRAMME	Michael	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
SERGENT ET	Delphine	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur
THIEBAULT	Jean- Jacques	DEPT - BASIC - SCIENCES	Maître de conférences
THOMAS- CANCIAN	Aurélié	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
TORTEREAU	Antonin	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
VIGUIER	Eric	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Professeur
VIRIEUX- WATRELOT	Dorothee	DEPT - AC - LOISIR- SPORT	Maître de conférences
ZENNER	Lionel	DEPT - ELEVAGE- SPV	Professeur

A Mr le Professeur Olivier MONNEUSE de la Faculté de Médecine de Lyon,

pour avoir accepté de présider ce jury de thèse, hommages respectueux.

A Mr le professeur Éric VIGUIER, Maitre de Conférence à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,

Pour la confiance qu'il m'a accordé lors de la réalisation de ce travail, pour ses encouragements et ses conseils avisés. Pour m'avoir transmis son goût de la chose bien faite et d'une paillasse bien ordonnée, puisse-t-il trouver ici toute la gratitude et la sympathie que j'ai pour lui.

A Mr le professeur Thibaut CACHON, Maitre de Conférence à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon,

Pour les corrections et remarques toujours pertinentes qu'il a pu apporter sur mon travail et pour avoir accepté d'être l'assesseur de cette thèse qu'il reçoive toute ma reconnaissance.

A Mr Bastien GOIN, Ingénieur de recherche et développement et doctorant à l'École Nationale Vétérinaire de Lyon,

Pour les heures passées ensemble au labo ou en dissection et nos goûts musicaux douteux. Pour les multiples corrections d'article entre minuit et 6h du matin. Pour ton implication sans faille dans ce travail et pour ta bonne humeur, un grand merci à toi ! (Et courage, ce n'est pas fini)

Au Dr Quentin BLANC, pour avoir initié ce travail et avoir montré au poulot que j'étais comment disséquer un grasset.

Aux Dr Mathieu DUTHEL et Jean Michel LENOIR, pour avoir accompagné mes premiers pas de vétérinaire avec toute la gentillesse et la qualité dont ils sont capables.

A tous ces vétérinaires qui ont su me faire partager leur passion pour la chirurgie durant des stages ou en clinique: Dr Romain BERAUD, Dr Fabrice BERNARD, Dr Antoine BERNARDE, Dr Laura BONDONNY, Dr Nicholas BREBNER, Dr Julien CABASSU, Dr Tiare DELAUNE, Dr Caroline DUMARTINET, Dr François Xavier FERRAND, Dr Emilien GRIFFEUILLE, Dr Joachim LAHIANI, Dr Patrick LECOINDRE, Dr Renée-Claire MALENFANT, Pr Pierre MOISSONIER, Dr Pablo RIVIER, Dr Paul SERIOT, Dr Mathieu TARONI...

Sur un plan plus personnel, je voudrais également remercier :

Mes parents : *Ma mère, pour ton amour et ton soutien inconditionnel. Mon père également.*

Ma grand-mère : *pour être quelqu'un de **formidable** et me montrer qu'on peut toujours être à la hauteur.*

Mon grand-père : *pour le soutien moral et financier qu'il a pu m'apporter et qu'il m'apporterait certainement encore.*

A tous ceux qui m'ont soutenu durant les années de prépa comme pendant les années d'école.

A tous les amis rencontrés durant ces années d'étude, dont je n'ai pas la prétention de faire ici la liste exhaustive, aux soirées qu'on a pu faire, aux week-ends de débauche comme aux nuits blanches pré-partiels, aux séances de sport, à la machine à traire, aux siestes en amphi et à tout le reste. On a passé de belles années, puisse les suivantes êtres aussi bonnes et toujours en votre compagnie.

A Marion, pour avoir déposé mon sujet de thèse, pour m'avoir soutenu et supporté ces dernières années, pour m'avoir encouragé à ne pas avoir trop peur de tes parents, pour les excursions qu'on a pu faire, pour les succès et les quelques échecs, pour les blagues douteuses et tous les bons moments, pour le chemin parcouru depuis les révisions de parasito et parce ce que oui : tu es une fille super. Tu mérites amplement ton paragraphe.

Table des matières

Table des annexes

Table des figures

Table des abréviations

Introduction

1	Partie 1	- 18 -
I.	Rôle et caractéristiques du LCA chez le chien	- 18 -
A.	L'articulation du grasset	- 18 -
a)	L'Anatomie du grasset	- 18 -
(i)	Les os du grasset	- 18 -
(ii)	Les moyens d'union articulaires	- 20 -
(iii)	Les ménisques.....	- 22 -
b)	L'innervation et la vascularisation du grasset	- 23 -
c)	L'anatomie fonctionnelle du grasset	- 24 -
(i)	Le grasset en position statique	- 24 -
(ii)	Le grasset lors de la marche	- 26 -
B.	Le Ligament Croisé Antérieur.....	- 26 -
a)	L'anatomie du LCA.....	- 26 -
b)	La structure du LCA.....	- 27 -
c)	La biomécanique du grasset.....	- 28 -
(i)	La limitation du déplacement crânio-caudal du tibia	- 28 -
(ii)	La limitation de la rotation interne du tibia	- 28 -
(iii)	Les contraintes exercées sur le LCA lors du mouvement.....	- 29 -
II.	Les ruptures du LCA.....	- 29 -
A.	L'épidémiologie	- 29 -
a)	Le mode de rupture	- 29 -
b)	Les facteurs prédisposants.....	- 30 -
B.	Les conséquences sur les autres tissus articulaires.....	- 31 -
a)	Les lésions associées aux RLCA.....	- 31 -
b)	L'inflammation et la laxité articulaire	- 33 -
c)	La dégénérescence du cartilage et l'arthrose	- 34 -
C.	Le diagnostic.....	- 35 -
a)	Le diagnostic clinique.....	- 35 -

b)	Le diagnostic radiographique	- 38 -
c)	Le diagnostic de certitude	- 39 -
III.	Le traitement chirurgical des RLCA chez le chien	- 40 -
A.	Les techniques de stabilisation dynamiques.....	- 41 -
a)	La TPLO et les techniques dérivées	- 41 -
b)	La TTA et la TTO	- 43 -
c)	La technique de Maquet	- 44 -
B.	Les techniques de stabilisation passives extra-capsulaires	- 45 -
a)	La technique de Flo.....	- 46 -
b)	Le <i>TightRope</i> ®	- 47 -
c)	La Transposition de la tête fibulaire	- 48 -
C.	Les techniques de stabilisation passive intra-capsulaires par greffes autologues.....	- 49 -
a)	La technique de Paatsama	- 49 -
b)	La technique « over the top »	- 50 -
IV.	Les ligaments synthétiques	- 51 -
A.	L’historique des ligaments synthétiques	- 51 -
B.	Les obstacles à l’utilisation des ligaments synthétiques	- 53 -
C.	Les ligaments synthétiques modernes	- 54 -
D.	Les axes d’amélioration des ligaments	- 55 -
a)	La bio-intégration du montage ligamentaire	- 55 -
b)	La pose du ligament sous arthroscopie	- 57 -
V.	Les systèmes d’ancrage	- 58 -
A.	Les boutons	- 58 -
B.	Les broches et les agrafes.	- 58 -
C.	Les vis d’interférence.....	- 59 -
2	Partie 2	- 62 -
I.	Introduction	- 62 -
II.	Les objectifs de l’étude	- 63 -
III.	Le matériel	- 63 -
A.	Le ligament Novotech	- 63 -
B.	Les vis d’interférence.....	- 64 -
C.	La machine d’essai.....	- 64 -
D.	Le matériel ancillaire	- 65 -
a)	Le matériel de base.....	- 65 -
b)	Le guide fémoral et tibial	- 65 -

IV.	Méthode	- 66 -
A.	La sélection des échantillons.....	- 66 -
B.	La dissection et l'inclusion en résine	- 67 -
C.	La méthode d'implantation.....	- 69 -
D.	Le protocole de traction	- 72 -
E.	L'acquisition des données.....	- 73 -
F.	Contrôle radiographique.....	- 74 -
V.	Résultats	- 75 -
VI.	Observation générale lors de l'étude	- 76 -
VII.	Discussion	- 77 -
A.	Le mode de rupture	- 77 -
B.	La rigidité	- 78 -
C.	La résistance maximale.....	- 78 -
D.	La résistance à 3mm	- 79 -
a)	La qualité de l'os.....	- 79 -
b)	L'effet coin de la vis d'interférence	- 80 -
c)	La partie libre du ligament	- 83 -
E.	La phase de mise en tension des fibres.	- 83 -
F.	Les limites de l'étude.	- 83 -
VIII.	Conclusion.....	- 83 -
3	BIBLIOGRAPHIE	- 85 -

ANNEXE 1 : Comparison of two methods of fixation with interference screw for cranial cruciate ligament reconstruction in canine cadaver model (P. RAFAEL, B. GOIN, P. BUTIN, T. CACHON, E. VIGUIER)

ANNEXE 2 : Biomechanical testing of labrador breed dog cranial cruciate ligaments (P. RAFAEL, B. GOIN, Q. BLANC, P. BUTIN, T. CACHON, E. VIGUIER)

ANNEXE 3 : Biomechanical analysis of a ligament fixation system for CCL reconstruction in a canine cadaver model (B. GOIN, P. RAFAEL, Q. BLANC, P. BUTIN, T. CACHON, E. VIGUIER)

ANNEXE 4 : Effect of the number of interference screws for the fixation of an intra-articular cranial cruciate ligament prosthesis in dogs: Biomechanical study (Q. BLANC, B. GOIN, P. RAFAEL, P. MOISSONIER, T. CACHON, E. VIGUIER)

TABLE DES FIGURES

- Figure1 : Grasset de chien en vue latérale (à gauche) et médiale (à droite) d'après BARONE
- Figure2 : Grasset de chien en vue latérale (à gauche) et médiale (à droite) avec mise en évidence de la synoviale d'après BARONE
- Figure3 : Vue crâniale d'un grasset de chien après dissection
- Figure4 : Grasset de chien en vue crâniale d'après BARONE
- Figure5 : Vue proximo-caudale de la partie distale d'un grasset de chien après dissection
- Figure6 : Schéma des principaux muscles de la mobilisation d'un grasset gauche chez un chien
A : Face latérale superficielle B : Face latérale profonde C : Face médiale
- Figure7 : Structures ligamentaires de l'articulation du grasset gauche (Evans, DeLahunta 2013)
- Figure8 : Vue médiale du LCA lors de la flexion (à gauche) et d'extension (à droite) du grasset d'après ARNOZKY 1988
- Figure9 : Radiographie d'un grasset de chien en vue latérale avec mesure de 38° de la pente du plateau tibial d'après VetAgroSup et PAGES 2013
- Figure10 : Schéma des différents types de lésions méniscales.
- Figure11 : Cliché radiographique d'un genou de chien arthrosique en vue latérale (Crédit : VetAgroSup)
- Figure12 : Réalisation d'un signe du tiroir direct (d'après CHUV Alfort)
- Figure13 : Réalisation d'un signe du tiroir indirect (d'après CHUV Alfort)
- Figure14 : Radiographie latérale d'un grasset de chien présentant un signe du tiroir radiographique après une RLCA (crédit Service d'imagerie VetAgroSup)
- Figure15 : Vue arthroscopique d'une rupture partielle du LCA chez un chien (VetAgroSup, Thèse PAGES)
- Figure16 : Schéma de la neutralisation de la poussée tibiale par réduction de la pente tibiale lors d'une TPLO (d'après Kim, Pozzi et al., 2008)
- Figure17 : Schéma de la neutralisation de la poussée tibiale par réduction du PTA lors d'une TTA d'après Boudrieau, 2009
- Figure18 : Radiographie post opératoire en vue latérale de grasset de chien après une intervention par la technique de Maquet modifiée. A : Implant poreux B : Cage à TTA
- Figure19 : Schéma de la technique de Flo, d'après Flo 1975
- Figure20 : Schéma de la technique *TightRope*®, d'après Cook 2010
- Figure21 : Schéma de la réalisation de la transposition de la tête fibulaire, d'après Smith et Torg 1985
A : Coupe de l'attache de la tête fibulaire B : Pose d'une broche C : Pose d'un hauban
- Figure22 : Schéma de la technique de Paatsama, d'après Arnoczky 1985 a : Prélèvement d'une bande de fascia lata b : Mise en place de la greffe
- Figure23 : Schéma de la technique « Over the top », d'après Piermattei et al 2009 A : Prélèvement de la greffe B : Mise en place du greffon
- Figure24 : Photographie du ligament LARS (Crédit médical expo)
- Figure25 : Images au MEB d'un ligament LARS après 3 mois d'implantation chez une brebis d'après PAVON 2009
- Figure26 : Photographie de bouton chirurgical, crédit Coveto à gauche, Arthrex à droite
- Figure27 : Schéma d'un ancrage par pins (à gauche) et photographie d'une agrafe (à droite)
- Figure28 : Photographie de vis d'interférence en titane crédit Novotech Surgery
- Figure29 : Schéma des deux méthodes d'implantation des vis sur une radiographie de face d'un grasset gauche de chien (crédit : Service de radiologie de VetAgroSup)
- Figure30 : Photographie du ligament Novalig 8000 d'après Novotech Surgery
- Figure31 : Photographie des vis d'interférence utilisées lors des essais (VetAgroSup)

Figure32 : Photographie du matériel d'implantation (VetAgroSup)

Figure33: Utilisation du guide tibial (VetAgroSup)

Figure34 : Tableau du poids des chiens utilisés lors des essais

Figure35 : Photographie d'une pièce anatomique incluse en résine (VetAgroSup)

Figure36 : Schéma de la pose de la broche guide fémorale d'après Novotech Surgery

Figure37: Photographie du forage du tunnel fémorale sur modèle plastique d'après Novotech Surgery

Figure38 : Schéma de la pose de la broche guide tibiale d'après Novotech Surgery

Figure39 : Schéma de la pose de la vis fémorale en position Out-In d'après Novotech Surgery

Figure40 : Schéma du montage en position Out-In d'après Novotech Surgery

Figure41 : Photographie d'une pièce anatomique « Out-In » lors d'un essai de traction A : Vue crânio-latérale B : Vue caudo-médiale

Figure42 : Courbe Force/Déplacement d'un essai de traction In-Out en régime quasi statique

Figure43 : Radiographie d'un montage In-Out après traction A : vue de face B : vue de profil (Crédit VetAgroSup)

Figure44 : Tableau des propriétés biomécaniques des montages « In-Out »

Figure45 : Tableau des propriétés biomécaniques des montages « Out-In »

Figure46 : Photographie d'un montage In-Out après traction avec agrandissement du ligament au MEB 25 fois

Figure47 : Schéma des forces exercées sur le plateau tibial en station debout (d'après Kim, Pozzi et al., 2008)

Figure48 : Schéma des forces de compression sur la vis tibiale placée en position In-Out et « effet coin »

Figure49 : Schéma des forces de compression sur la vis tibiale placée en position Out-In

TABLE DES ABREVIATIONS

AVP : Accident de la Voie Publique

CBLO : CORA Based Leveling Osteotomy

CTWO : Crânial Tibial Wedge Osteotomy

Dpmax: Déplacement Maximal

ECVS : European College of Veterinary Surgeons

F3mm : Force associée à un déplacement de 3mm

Fmax: Force Maximale

LARS : Ligament Augmentation and Reconstruction System

LCA : Ligament Croisé Antérieur

LCP : Ligament croisé postérieur

MEB : Microscope Electronique à Balayage

MMT : Maquet Modified Technique

NE-PET : Non Expanded Polyethylene Téréphtalate

PTA : Patellar Tendon Angle

PTC : Poussée tibiale crâniale

PET : PolyEthylene Téréphtalate

PTFE : PolyTétraFluoroéthylène Expansé

RLCA : Rupture du Ligament Croisé Antérieur

STIF™ : Soft Tissue Internal Fixation™

TGF : Tissue Growth Factor

TPLO : Tibial Plateau Leveling Osteotomie

TTA : Tibal tuberosity advancement

TTO : Tibial Triple Osteotomy

UHMWPE : Ultra Hight Molecular Weight PolyEthylene

VAS : Visual Analog Scores

INTRODUCTION

La rupture de ligament croisé antérieur est une cause extrêmement fréquente de consultation en orthopédie vétérinaire. Elle est décrite dès 1926 par Carlin (Carlin 1926). Avec une prévalence de 4,87% chez les chiens, c'est l'atteinte orthopédique la plus courante des membres pelviens (Witsberger et al. 2008). La rupture conduit à une instabilité articulaire fonctionnellement très délétère pour le genou et est source de douleur pour le chien. Aux USA, sa prise en charge représentait un marché de 1,3 milliard de dollars en 2003 (Wilke, Robinson et al., 2005).

Les rôles principaux du LCA sont de limiter l'avancée crâniale du tibia, la rotation interne du tibia et l'hyperextension du grasset (ARNOCZKY S. 1988, ARNOZKY S, 1977). Lors de ruptures, le grasset devient instable et conduit rapidement au développement d'arthrose. La RLCA chez le chien est d'ailleurs considérée comme un modèle expérimental d'induction d'arthrose du genou depuis 1973 (Pond M.J. and Nuki J., 1973).

Il a été montré que les chiens lourds (plus de 22kg) sont plus affectés que les chiens plus légers (Whitehair et al. 1993) et le pronostic de récupération est également différent. Selon Vasseur, avec une gestion médicale chez les chiens de moins de 15 kg, on observe 85% d'amélioration après 6 mois contre seulement 19% chez les animaux plus lourds (Vasseur et al. 1979). Le traitement chez les chiens lourds doit donc être systématiquement chirurgical. Cette constatation a conduit de nombreux chirurgiens à chercher la meilleure technique de réparation possible et de très nombreuses méthodes ont vu le jour. « Quiconque se considérant comme un chirurgien orthopédique se doit de développer ou de modifier une technique de traitement de la rupture du ligament croisé antérieur. » S.E.Olsson. Cette citation illustre aussi bien la diversité des techniques envisagées que l'importance de l'enjeu.

La technique de référence actuelle du traitement de la RLCA chez les chiens de grands formats a été proposée en 1993 par Slocum (Slocum 1993). C'est une technique de stabilisation dynamique qui nécessite une ostéotomie tibiale. Elle modifie la biomécanique du genou afin de rendre le LCA superflu. La TPLO montre de très bons résultats à court et à long terme (Fitzpatrick 2010, (Ballagas; Conzemius), Moore EV 2019, MC CARTHY 2006, PATCCHIANA 2003, PRIDDY 2003, STAUFFER 2006, VEZZONI 2004). Cette intervention présente néanmoins des inconvénients, elle permet une stabilisation dynamique mais le signe du tiroir direct persiste ainsi qu'une instabilité rotatoire du genou. Les lésions méniscales demeurent une complication fréquente après une TPLO (Kim SE 2008).

Parmi les techniques de stabilisation passive, la stabilisation par prothèses ligamentaire à l'aide de nouveaux types de ligament présente des intérêts notables. Il s'agit de prothèses ligamentaires intra articulaires implantées en lieu et place du LCA natif. Elles doivent être à la fois très résistante aux efforts mécaniques mais également être très bien tolérées par l'organisme. Ces ligaments respectent au mieux la physiologie de l'articulation et doivent assurer la stabilité du grasset de façon identique au LCA natif. Les premiers essais réalisés avec des fibres de nylon, de carbone ou encore de téflon, furent des échecs (Jenkins, 1977). Les ruptures d'implants, et l'absence de bio compatibilité conduisirent à une perte de confiance des chirurgiens envers ce type de réparation (Lesić 1995, Vasseur 1996).

En médecine humaine néanmoins, plusieurs générations de matériaux synthétiques sont apparues de plus en plus résistantes à la fatigue et de plus en plus biocompatibles. Dans les années 1990 JP Laboureau commence à implanter le ligament LARS (Ligament Augmentation and Reconstruction System) (Laboureau 1991, Laboureau 1997). Il est utilisé avec succès chez la brebis puis chez l'homme.

Il présente de très bons résultats à court et à long terme (Parchi 2018, Ciapini 2018; Machotka, Scarborough et al 2010). Il permet également une reprise d'appui et une rééducation plus rapide que les allogreffes et devient une technique de référence pour le sportif de haut niveau (Newman 2013). EROS O. étudie la récupération post chirurgicale chez 71 patients traité par des LARS en moyenne à 54 mois post opératoire (EROS O. 2012). Elle montre ainsi que le LARS est également une bonne alternative aux autogreffes en cas de luxation aigue du genou. Ce ligament est implanté en arthroscopie avec des vis d'interférence.

Ce type d'intervention présente de nombreux avantages sur la TPLO. D'abord, l'abord mini invasif et l'absence d'ostéotomie permettent de réduire au maximum la douleur post opératoire et de favoriser une reprise d'appui rapide. Ensuite, Le remplacement du LCA permet de respecter au mieux la physiologie normale du genou. Seule cette technique peut permettre une restitution intégrale de la fonction articulaire.

Le but de ce travail est donc de participer à déterminer si l'implantation d'un tel ligament est également possible chez le chien.

Nous commencerons par étudier l'anatomie du genou, sa physiologie ainsi que quelques éléments relatifs à son traitement chirurgical. Nous aborderons ensuite plus particulièrement la réparation par un ligament artificiel intra articulaire puis les résultats de notre étude.

PARTIE 1

Etude bibliographique

1 Partie 1

I. Rôle et caractéristiques du LCA chez le chien

A. L'articulation du grasset

a) L'Anatomie du grasset

(i) Les os du grasset

L'articulation du grasset est une diarthrose complexe entre le fémur et le tibia d'une part et entre le fémur et la patella d'autre part. (figure 1 et 2)

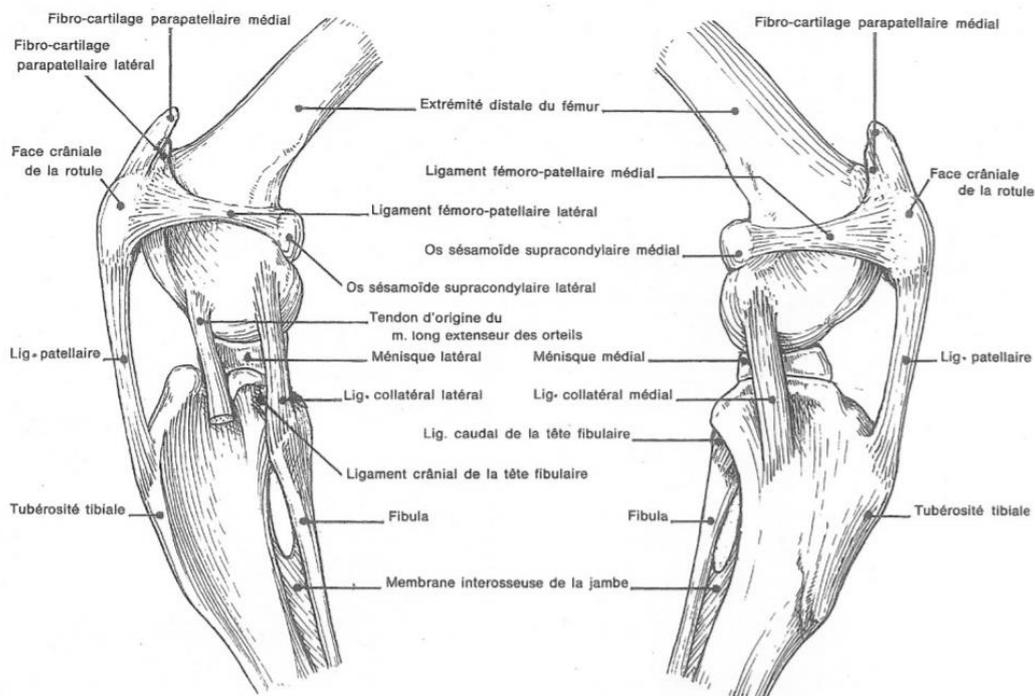


Figure1 : Grasset de chien en vue latérale (à gauche) et médiale (à droite) d'après BARONE

- Le fémur : La partie distale du fémur est incurvée en direction caudale, il se termine par deux condyles séparés par une gorge formant ainsi un condyle. La patella vient coulisser dans cette gorge en partie crâniale formant l'articulation fémoro-patellaire. La partie la plus distale des condyles vient prendre appui sur les ménisques et participe à l'articulation fémoro-tibiale. Au creux de la courbure caudale distale du fémur se positionnent les sésamoïdes supra condylaires (Evans 1993, BARONE 2010 Tome 1).

- Le tibia : L'extrémité proximale du tibia est volumineuse. Elle forme un plateau sur lequel s'insère crânialement le ligament patellaire au niveau de la tubérosité tibiale. Le plateau est séparé en deux aires planiformes latérale et médiale sur lesquelles reposent les ménisques. Entre ces deux aires planes se trouve l'éminence intercondyloire qui reçoit l'attache du ligament croisé crânial (Dismukes et al., 2007, BARONE 2010 Tome 1). L'angle formé entre le plateau tibial et l'axe diaphysaire

tibial est appelée pente tibiale. Elle est en moyenne de 26° chez le chien. Cet angle peut varier de 16° à 42° selon les études (Headrick et al., 2007 ; Cabrera et al., 2008 ; Lister et al., 2008 ; Serwa 2009). Il semble toutefois qu'un angle trop important soit une situation pseudo-pathologique qui augmente les contraintes sur le LCA et constitue un facteur de risque de rupture (Read et Robins, 1982).

- La fibula : elle est en contact avec le tibia au niveau du condyle latéral du tibia. Elle est unie à lui proximale par le ligament tibio-fibulaire et plus distalement par la membrane interosseuse de la jambe. Son extrémité proximale forme une palette qui est le siège de nombreuses insertions musculaires et ligamentaires intervenant dans la stabilisation et la mobilisation du grasset (BARONE 2010 Tome 1).

- Les sésamoïdes : La patella est le plus imposant des os sésamoïdes. Elle joue le rôle de poulie et permet de préserver le tendon du quadriceps (Robins et al., 1990 ; Evans 1993) On trouve également les fabellae médiale et latérale, et un dernier os sésamoïde situé dans le tendon du muscle poplité.

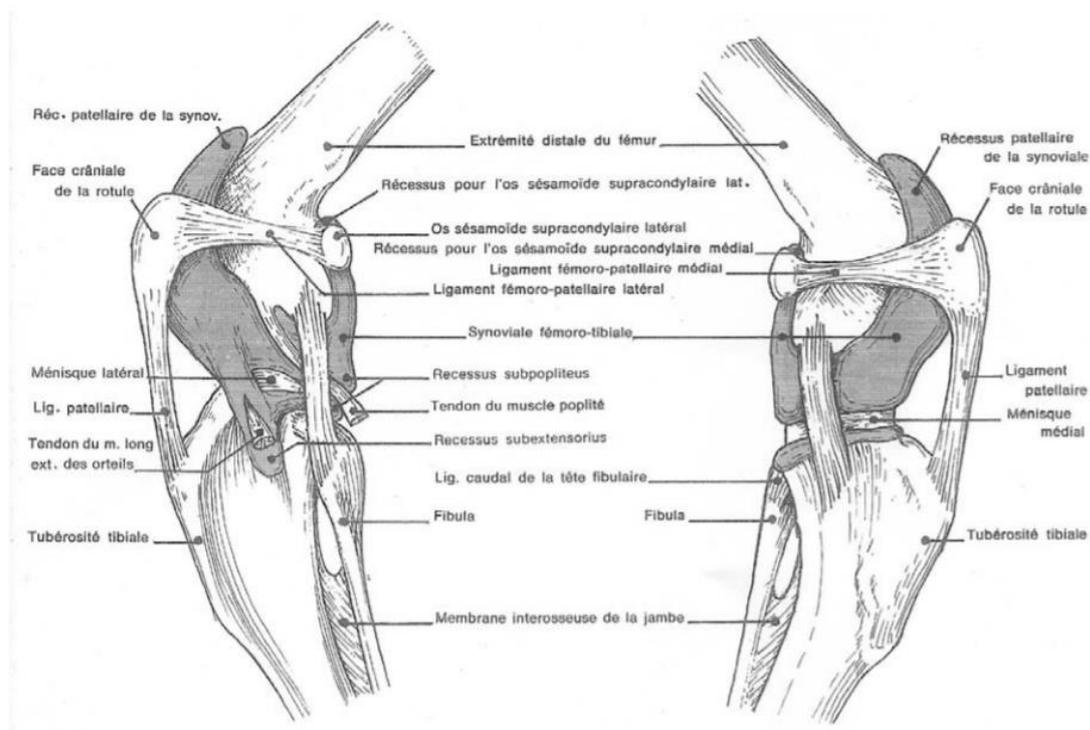


Figure 2 : Grasset de chien en vue latérale (à gauche) et médiale (à droite) avec mise en évidence de la synoviale d'après BARONE

(ii) Les moyens d'union articulaires

Plusieurs moyens d'union participent à la stabilisation de l'articulation du grasset. (figure 3)

- La capsule articulaire. Elle forme un manchon autour de l'articulation. La face interne de la capsule est recouverte par la membrane synoviale. Elle contribue à maintenir l'articulation en place. La partie caudale de la capsule est renforcée, elle est appelée membrane caudale. Elle contribue à éviter d'éventuels mouvements anormaux particulièrement en hyperextension.

- Les ligaments de la patella. Le ligament patellaire s'insère sur la patella et le tibia, il permet l'extension du genou via la contraction du muscle quadriceps fémoral. Les ligaments fémoro-patellaires (médiale et latéral) s'insèrent sur la patella et le fémur. Ils assurent le bon contact entre la patella et le fémur.

- Les ligaments collatéraux. Ils s'opposent aux mouvements de translation latérale ou médiale et à la rotation interne pour le collatéral latéral ou externe pour le collatéral médial (Vasseur and Arnoczky, 1981). Le ligament collatéral latéral est tendu particulièrement en extension et plus lâche 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 sa portion crâniale est tendue que le grasset soit en flexion ou en extension alors que sa portion caudale n'est tendue qu'en extension (BARONE 2010 tome 2).

- Les ligaments croisés. Ils sont dans l'espace intercondyloire. Il en existe un crânial et un caudal. Ils permettent le contrôle des glissements du tibia par rapport au fémur. Le ligament croisé caudal s'insère au niveau du fémur, au fond de la fosse inter condyloire. Il a une insertion plutôt crâniale sur le fémur et caudale sur le tibia. Ces deux ligaments sont perpendiculaires l'un par rapport à l'autre, et donc croisés (Arnoczky et Marshall, 1977 ; DeRooster et al., 2006, Vasseur 1993). Ils sont tous les deux composés de 2 bandes mais celles-ci sont nettement moins distinctes au sein du LCP. (Heffron 1978)

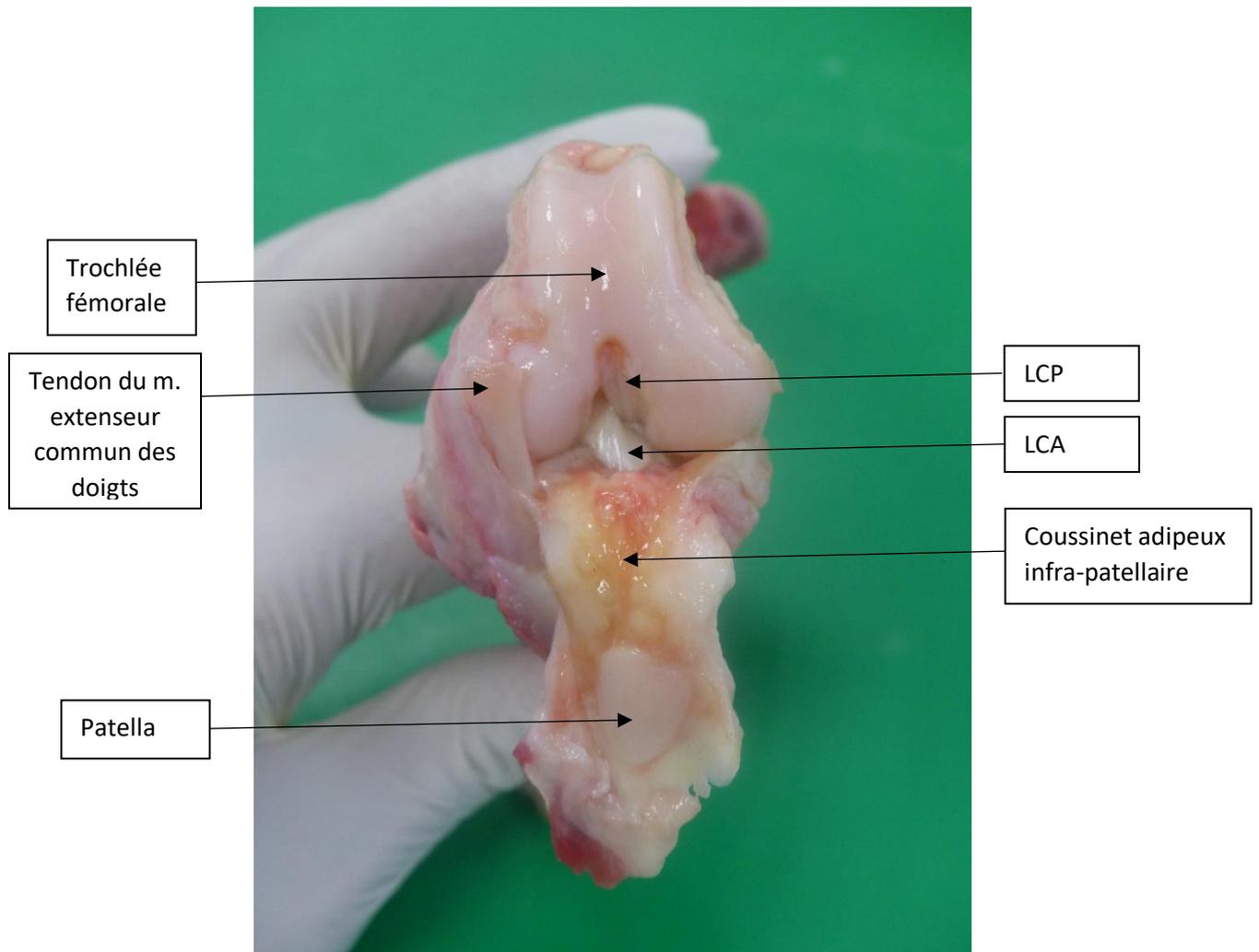


Figure 3: Vue crâniale d'un grasset de chien après dissection (VetAgroSup)

(iii) Les ménisques

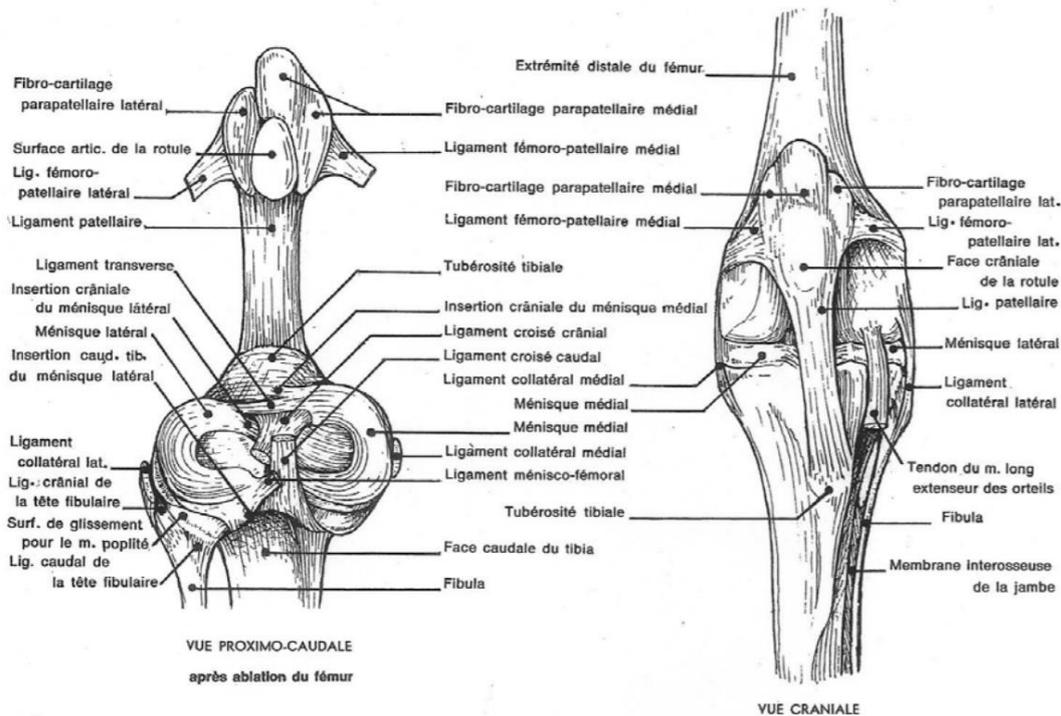


Figure 4 : Grasset de chien en vue crâniale d'après BARONE

Les ménisques (figure 4 et 5) sont des formations fibro-cartilagineuses de forme semi-lunaire (ou en croissant) en vue proximale, disposés l'un latéralement, l'autre médialement, sur le plateau tibial et la tête fibulaire. Ils assurent la congruence entre les condyles fémoraux et leurs homologues tibiaux. La section est triangulaire avec un bord extérieur plus large. Ils sont très peu vascularisés (Arnoczky and Warren, 1983 ; Arnoczky, 1993). Le ménisque est légèrement concave proximale, épousant ainsi la convexité des condyles fémoraux, tandis que sa face distale est plus plane, reposant sur le plateau tibial. Cette forme des ménisques permet de répartir les forces sur le plateau tout en les centrant sur le pivot (Harari J., 1995, Pozzi et al., 2008).

Chaque corne méniscale est reliée au tibia par une attache ligamentaire ménisco-tibiale rejoignant le tibia dans l'aire intercondyloire. L'attache crâniale du ménisque médial est plus crâniale que celle du ménisque latéral, les deux étant liées par le ligament interméniscal crânial, ou ligament transverse. La partie latérale des ménisques est reliée à la capsule articulaire.

Le ménisque latéral est relié au fémur par un ligament ménisco-fémoral reliant sa corne postérieure à la partie caudale du condyle médial. Le ménisque médial au contraire est solidaire uniquement du tibia (BARONE 2010 Tome2).

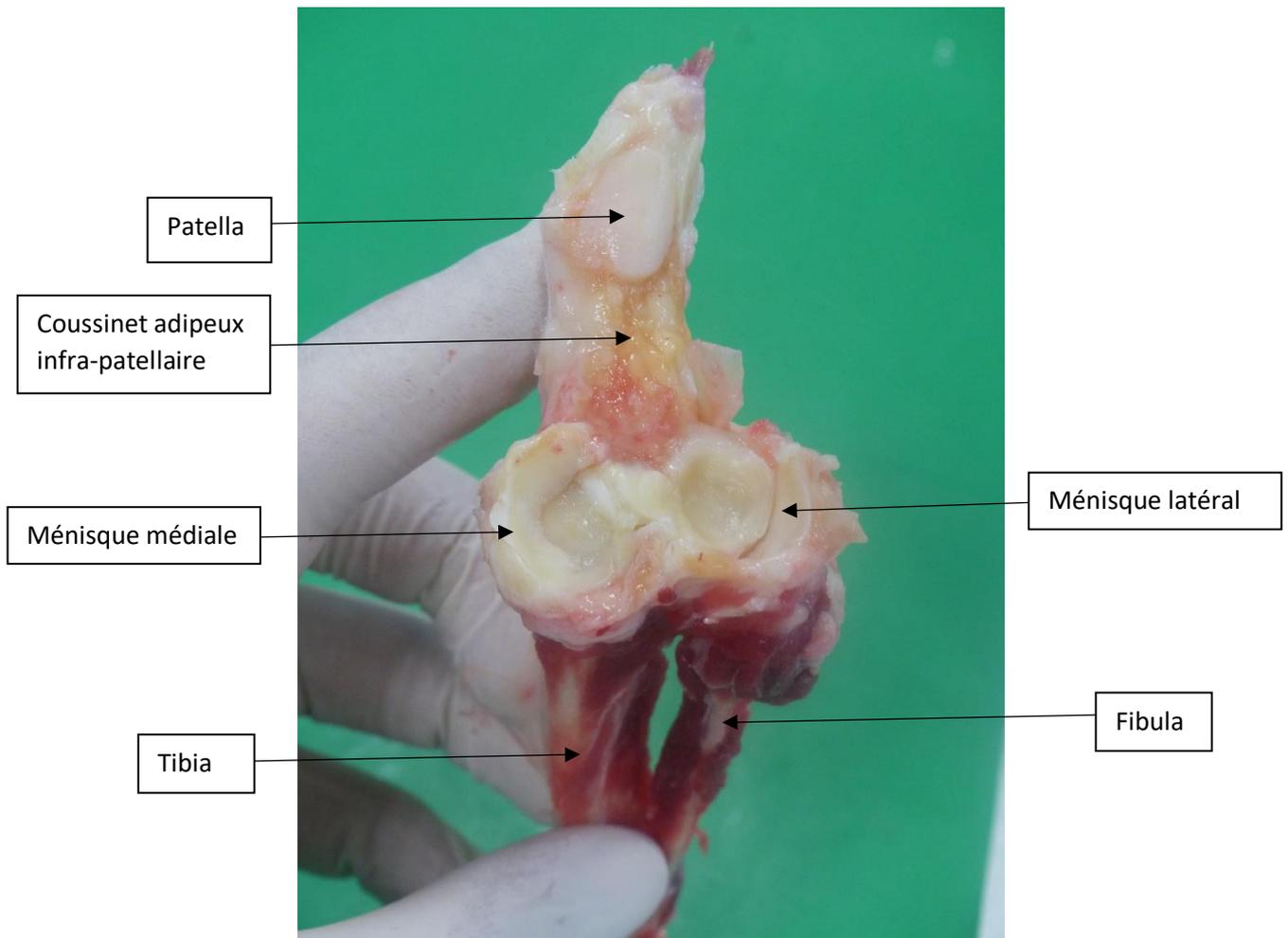


Figure 5 : Vue proximo-caudale de la partie distale d'un grasset de chien après dissection (VetAgroSup)

b) L'innervation et la vascularisation du grasset

La vascularisation de la partie latérale de la capsule articulaire est assurée par l'artère latérale proximale du genou tandis que la face médiale est irriguée par l'artère descendante du grasset et la branche géiculée de l'artère saphène. Elles proviennent toutes les trois de l'artère fémorale. L'artère poplitée quant à elle chemine caudalement au grasset et irrigue la partie postérieure du grasset (BARONE 2012 Tome 5). La section de l'artère poplitée lors d'une TPLO est une complication régulièrement décrite. Les ménisques possèdent une micro-vascularisation à leur périphérie. La portion centrale est dévascularisée.

On peut distinguer deux type d'innervation de la région du grasset. L'innervation sensitive d'une part qui est assurée par des branches du nerf tibial et du nerf fibulaire commun. L'innervation motrice d'autre part avec le nerf fémoral qui contrôle l'extension du grasset par la contraction du quadriceps fémoral et le nerf sciatique qui permet la flexion par contraction des muscles caudaux de la cuisse (BARONE 2004 Tome 6).

c) L'anatomie fonctionnelle du grasset

(i) Le grasset en position statique

La stabilité statique est en grande partie assurée par les moyens d'union vu précédemment (ligaments croisés, capsule articulaire, ligaments collatéraux, ménisques), c'est une stabilisation passive.

Il existe également une stabilisation active due aux divers muscles présents sur le membre postérieur et responsables de la mobilisation du grasset (figure 6). Ces muscles participent comme les structures ligamentaires, à la stabilité du grasset, mais cette fois de manière active par le jeu de contraction-relâchement des groupes agonistes-antagonistes.

Parmi les principaux muscles mobilisateurs du grasset, on retrouve :

Les muscles extenseurs du grasset :

Le muscle quadriceps fémoral : il est crânial au fémur. C'est le muscle principal de l'extension du grasset. Lorsque le membre est à l'appui, sa contraction isométrique assure le maintien de l'angle d'ouverture de l'articulation et évite l'affaissement du membre. La contraction du quadriceps fémoral entraîne une traction tibiale crâniale par l'intermédiaire du tendon rotulien.

Le muscle biceps fémoral, la bande crâniale du muscle semi-membraneux, la portion crâniale du muscle sartorius et le muscle tenseur du fascia lata participent également à l'extension du grasset

Les muscles fléchisseurs du grasset :

La flexion du grasset est principalement assurée par les muscles de la loge caudale de la cuisse. Le muscle semi-tendineux, la bande caudale du muscle semi-membraneux et des faisceaux caudaux du muscle biceps fémoral sont les principaux muscles fléchisseurs du grasset.

Le muscle gastrocnémien, le muscle fléchisseur superficiel des doigts, le muscle gracile et la portion caudale du muscle sartorius peuvent également contribuer à la flexion du grasset.

Le genou est une articulation complexe qui possède également une certaine mobilité en varum/valgum et en rotation interne/externe.

Les muscles gracile, sartorius, semi-tendineux et semi-membraneux situés à la face médiale du membre sont adducteurs et assurent la stabilité en valgum. Les muscles biceps fémoral et vaste latéral situés à la face latérale du membre sont abducteurs et assurent la stabilité en varum.

Les muscles semi-tendineux, semi-membraneux et poplité permettent la rotation interne du genou à laquelle s'oppose le LCA lors de la flexion du membre. Les muscles vaste latéral et biceps fémoral sont rotateurs externes (BARONE 2010 Tome 2, Millis et al., 1997).

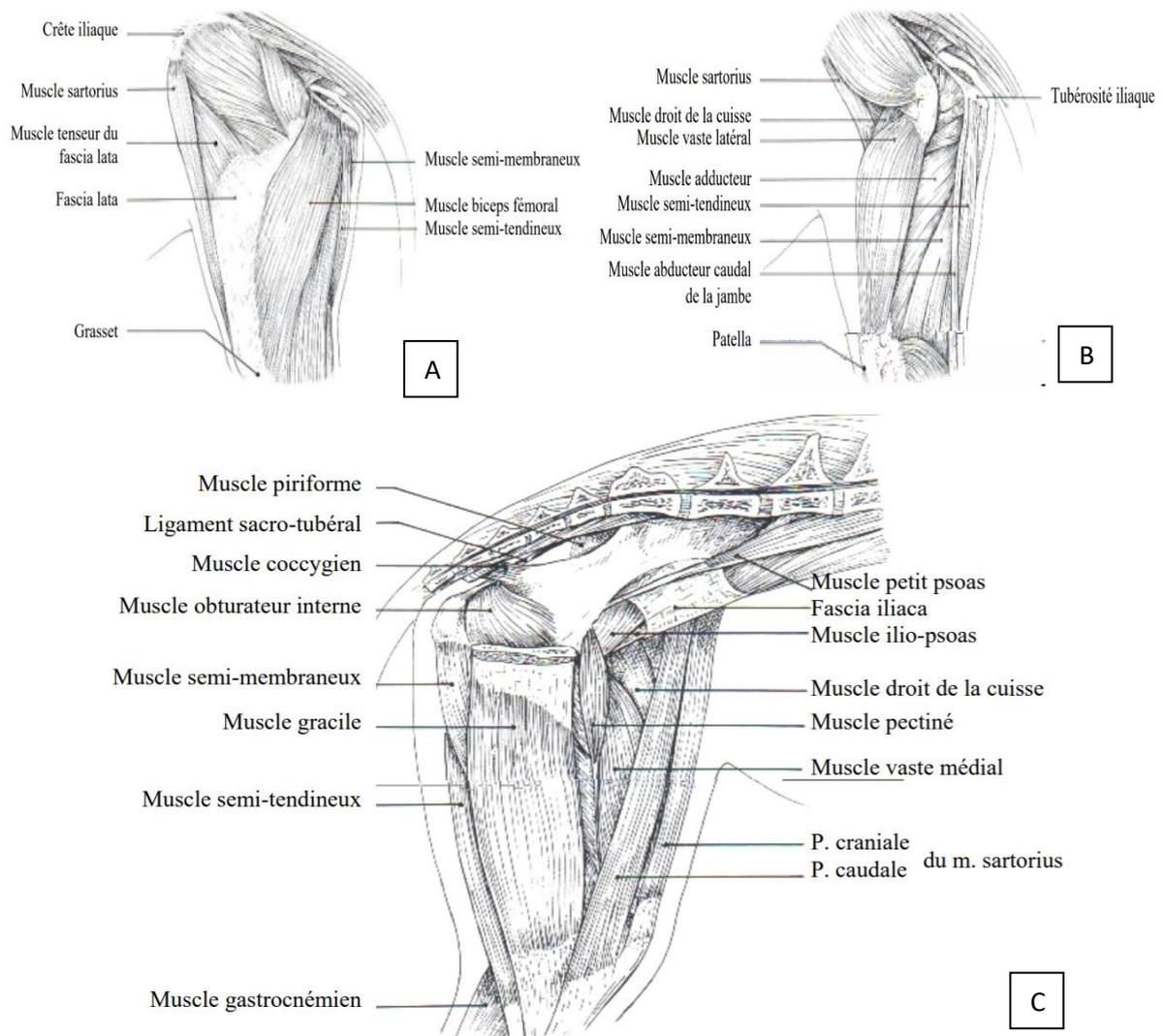


Figure 6 : Schéma des principaux muscles de la mobilisation d'un grasset gauche chez un chien

A :Face latérale superficielle B :Face latérale profonde C :Face médiale

La biomécanique exacte à l'œuvre dans le genou du chien ne semble pas encore parfaitement élucidée aujourd'hui. Les grands principes sont néanmoins connus. Slocum est le premier à proposer le modèle de la poussée tibiale crâniale (PTC) (Slocum 1983).

Chez l'homme debout au repos, l'angle fémoro-tibial est d'environ 180° avec une pente tibiale très faible. Une méta-analyse sur l'importance de l'angle du plateau tibial dans la pathogénie de la RLCA chez l'homme et comprenant douze articles montre que ces angles varient entre 0° et 12° (Zeng et al., 2012). Cet angle relativement faible permet que les forces d'appui soient exercées sur le plateau et dans l'axe du tibia. Il n'y a donc qu'une faible poussée tibiale crâniale chez l'homme.

Chez le chien au contraire, en position de repos, l'angle fémoro-tibial est de 135°, le plateau tibial présente une angulation variable environ 26° en moyenne (Headrick 2007 ; Cabrera 2008 ; Lister 2008 ; Serwa 2009). A l'appui, la résultante des forces musculaires engendrées sur le segment fémoral entraîne un glissement caudal par rapport au tibia: c'est la poussée tibiale. Elle est d'autant plus importante que la pente est grande (Gilles 2002, Sawaya 1995, Slocum 1983).

(ii) Le grasset lors de la marche

C'est une articulation à grande amplitude de mouvement de 30° en flexion maximale à 165° en extension complète, soit une amplitude de 135° (Agostinho et al., 2011).

Plusieurs études montrent que les muscles mobilisateurs du grasset servent à sa mobilisation mais participent également à sa stabilisation dynamique (Kanno et al., 2012, Henderson 1978, Robins, 1990)

Au cours de la marche, sous l'action des muscles extenseurs, le membre s'étend avant d'être posé au sol et d'arriver à la phase d'appui. Lors de cette phase, les condyles fémoraux se déplacent légèrement crânialement, accompagnés par les ménisques. Un léger mouvement de rotation interne du tibia accompagne l'extension (GILLES F 2002, SAWAYA S 1996, Agostinho et al., 2011, Millard 2010).

Ensuite, le membre est soustrait à l'appui et la flexion du grasset est permise par le relâchement des extenseurs et la contraction des fléchisseurs. Les condyles fémoraux se déplacent légèrement caudalement par rapport au plateau tibial, la patella descend sur la trochlée. La flexion est accompagnée d'un léger mouvement de rotation externe du tibia (Gilles F 2002, Sawaya S 1996, Agostinho et al., 2011, Millard 2010).

B. Le Ligament Croisé Antérieur

a) L'anatomie du LCA

Le ligament croisé crânial (LCA) est nommé en lien avec son insertion tibiale. C'est une structure intra-articulaire mais extrasynoviale puisqu'il est recouvert par la membrane synoviale (Arnoczky 1977 ; DeRooster 2006, EVANS R. 1993). Il prend naissance dans la fosse intercondyloire sur la partie caudo-médiale du condyle fémoral latéral et se prolonge en diagonale jusqu'à la zone crâniale intercondyloire

du tibia (Adams 2001). Il se divise anatomiquement en deux bandes partiellement distinctes (Harari J., 1995) : (figure 7)

- Une bande crânio-médiale, tendue pendant toutes les phases du mouvement.
- Une bande caudo-latérale, plus large, tendue en extension et relâchée en flexion.

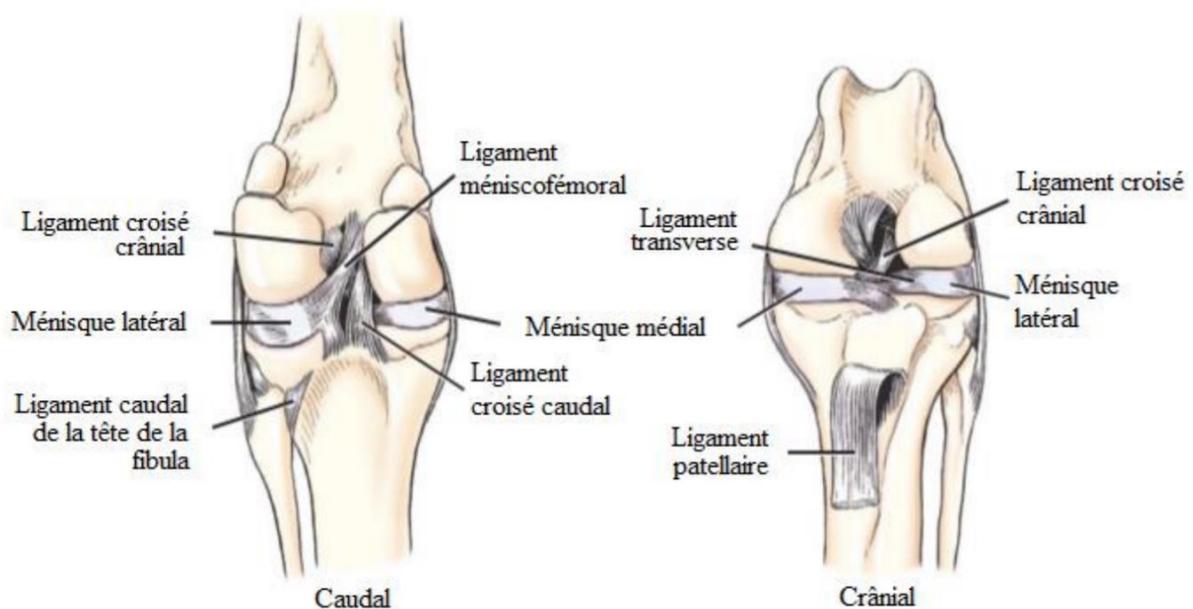


Figure 7 : Structures ligamentaires de l'articulation du grasset gauche (Evans, DeLahunta 2013)

b) La structure du LCA

Le LCA est constituée principalement de fibres de collagène de type II et de quelques rares fibroblastes (Vasseur P B 1985). Les fibres sont en continuité avec celles du tissu osseux. En regard des sites d'insertion, une zone de transition de fibrocartilage et de cartilage minéralisé minimise les contraintes, en permettant un changement graduel de la rigidité. C'est une structure très peu vascularisée. On retrouve quelques rares vaisseaux dans le tiers proximal mais pas dans sa partie centrale et distale. C'est la membrane synoviale qui assure la majeure partie de la nutrition du ligament via de petits capillaires fenestrés qui pénètrent peu profondément dans la périphérie du ligament. (Hayashi, Bhandal 2011) (Kobayashi, Baba 2006)

Cette hypo vascularisation justifie la cicatrisation extrêmement lente et le faible potentiel de cicatrisation lors de ruptures traumatiques (4 à 5 semaines).

La présence de mécanorécepteurs et de nombreuses fibres nerveuses afférentes, au sein du ligament croisé crânial participe aux nociception et proprioception articulaires (Yahia et al., 1992 ; Arcand et al., 2000). Lorsque s'exercent des forces de tension trop importantes en hyper-extension, une contraction simultanée des muscles postérieurs de la cuisse et un relâchement du quadriceps fémoral permettent de protéger l'intégrité du ligament (Biedert et al., 1992, Vasseur 2003).

c) La biomécanique du grasset

(i) La limitation du déplacement crânio-caudal du tibia

En position de repos, le genou est fléchi à 30°, l'angle fémoro-tibial est donc de 135°. C'est une position dans laquelle seule la bande cranio-médiale est en tension et limite l'avancée tibiale (Arnoczky 1977, Bottcher 2003). En extension au contraire, les deux bandes sont en tension et s'opposent au déplacement crânial du tibia par rapport au fémur (ARNOCZKY 1988) (figure 8)

Le LCA permet également de limiter l'hyper extension du grasset

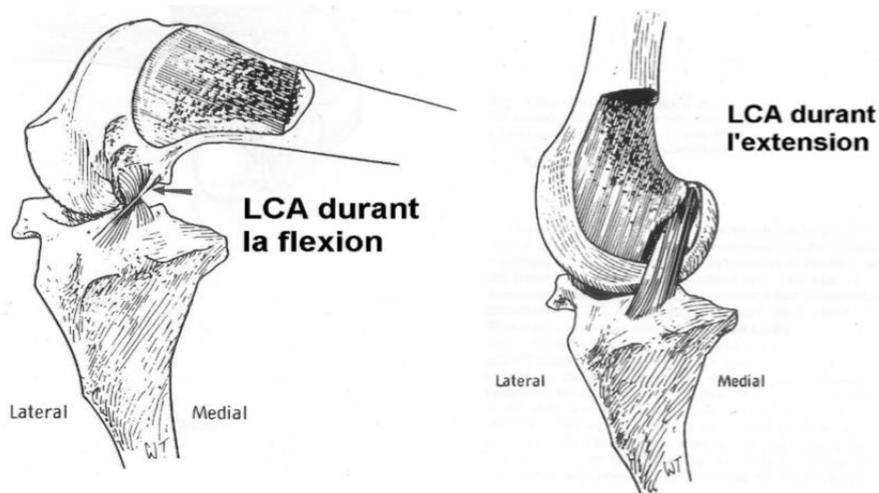


Figure 8 : Vue médiale du LCA lors de la flexion (à gauche) et d'extension (à droite) du grasset d'après ARNOZKY 1988

(ii) La limitation de la rotation interne du tibia

La bande cranio-médiale est constamment sous tension, elle s'enroule autour de l'autre pour s'opposer à la rotation interne du tibia lors de flexion.

En extension, le grasset peut présenter une rotation interne de 5° et externe de 6°. En flexion à angle droit au contraire, une rotation interne de 19° et une rotation externe de 8° sont possibles

La position fléchie du grasset est donc une position de contrainte importante pour le LCA qui doit lutter à la fois contre les efforts de poussée crânial et contre la rotation interne du tibia.

(iii) Les contraintes exercées sur le LCA lors du mouvement

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 1994). Par extrapolation ces forces chez le chien seraient de l'ordre de 175 à 325 N (Moore 2006a).

Les forces exercées physiologiquement sur le LCA lors du mouvement ne sont pas connues précisément. En revanche, l'analyse sur tapis de marche permet de connaître précisément les efforts soutenus par chaque membre. Plusieurs études ont ainsi permis de mettre en évidence que chaque membre postérieur soutient 30% du poids du chien lors de la marche, 65% au trot et 125% lors du galop (Kim 2012). Dans les études publiées lors ces travaux, nous faisons l'hypothèse prudente que l'ensemble des contraintes s'exerce directement sur le LCA afin d'évaluer la qualité des montages réalisés.

II. Les ruptures du LCA

A. L'épidémiologie

a) Le mode de rupture

La rupture du LCA est une affection très fréquente chez le chien contrairement au chat. Son incidence est de 4,75 % au sein de la population générale (Witsberger 2008).

La moyenne d'âge de survenue de cette rupture chez les chiens de grande race est de 5 à 7 ans et de 7 à 11 ans pour les chiens de petite race (WHITEHAIR 1993, VASSEUR 1985) mais même de très jeunes chiens de 6 mois peuvent être concernés. Les femelles stérilisées y semblent prédisposées.

Il existe deux modes de rupture différents du LCA chez le chien (Comerford 2011).

- La rupture traumatique : elle concernerait environ 20% de cas (Moore 1996). Elle est due soit à une contrainte très importante imposée au ligament sur un temps très court qui conduit à sa rupture. Il s'agit fréquemment d'une réception brutale après un saut ou d'un traumatisme direct (AVP, combat avec un gibier...). Soit à un traumatisme fonctionnel répété.
- La dégénérescence pathologique : Les premières études à ce sujet remontent aux années 1980. Des études histologiques montrent des remaniements au sein de certains ligaments, en particulier chez le chien âgé et chez certaines races. On retrouve une perte de l'agencement

linéaire des fibres de collagène et la raréfaction des fibroblastes avec l'apparition de zones acellulaires (Vasseur 1985). Il a par la suite été montré que cette situation est la plus fréquente dans les RLCA (Hayashi 2003 ; Comerford 2005). La structure du ligament est altérée petit à petit par un phénomène inflammatoire immunologique et sa résistance est progressivement réduite. L'inflammation se développe (Fujita 2006). Des lésions peuvent alors apparaître même pour des contraintes physiologiques. L'étiopathogénie n'est pas clairement élucidée. Une apoptose cellulaire anormale a été mise en évidence au sein du ligament (Krayeur et al 2008) ainsi qu'une augmentation du turn over de la matrice extra cellulaire (Comerford 2005). Dans ce type de rupture, les lésions sont fréquemment bilatérales. 50% des labradors affectés ont une atteinte controlatérale dans le même année (Buote 2009).

b) Les facteurs prédisposants

De nombreux facteurs prédisposants ont été observés :

- Facteur génétique : Le Labrador, le Terre Neuve, le Rottweiler, le bulldog et le boxer semblent particulièrement prédisposés (Witsberger 2008, Nielen 2003). Des marqueurs microsatellites ont été significativement mis en relation avec cette affection chez le Terre Neuve (Wilke, 2006)
- Facteurs anatomiques : Une pente tibiale importante augmente les contraintes sur le LCA (Read 1982 ; Slocum 1983 ; Morris 2001) (figure 9). Il est cependant à remarquer que toutes les études ne mettent pas en évidence cette corrélation (Reif 2003; Wilke 2002). La sursollicitation participe à sa dégénérescence. Les anomalies de posture comme un varum trop important ou encore la luxation médiale de la rotule augmentent également le risque de lésion sur le LCA.

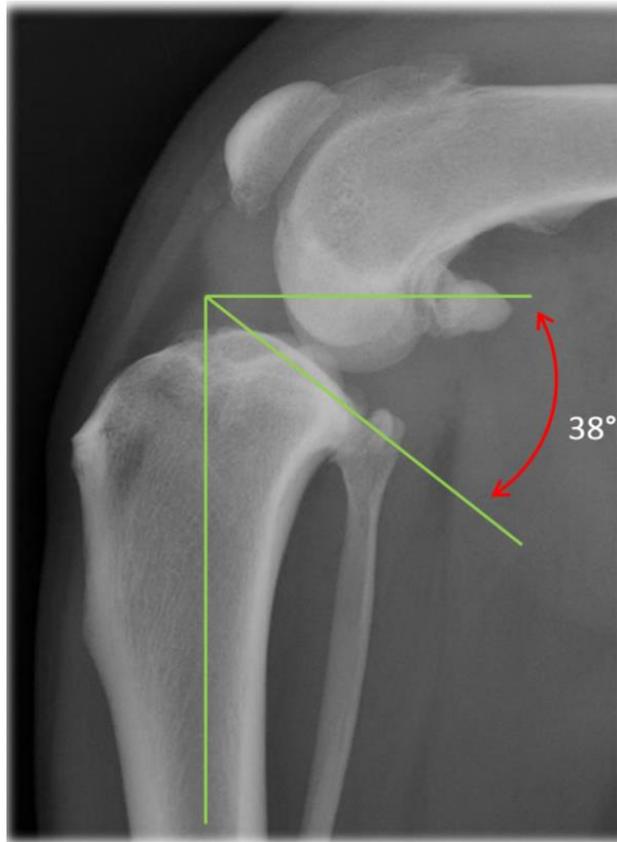


Figure 9 : Radiographie d'un grasset de chien en vue latérale avec mesure de 38° de la pente du plateau tibial d'après VetAgroSup et PAGES 2013

- Facteurs environnementaux : L'âge et l'état d'embonpoint sont deux facteurs de risque majeur de rupture du LCA (Edney 1986). Le manque d'exercice prédispose également à cette affection (Egerbacher 2008)
- Facteurs endocriniens : L'hypercorticisme est mis en cause également. L'action protéolytique des corticoïdes sur les fibres de collagène participent à fragiliser le ligament.
- La stérilisation précoce avant 6 mois, semble accroître le risque de rupture du ligament croisé (DUEER 2007) mais cette affirmation reste controversée (Whitehair 1993, Adams 2011)

B. Les conséquences sur les autres tissus articulaires

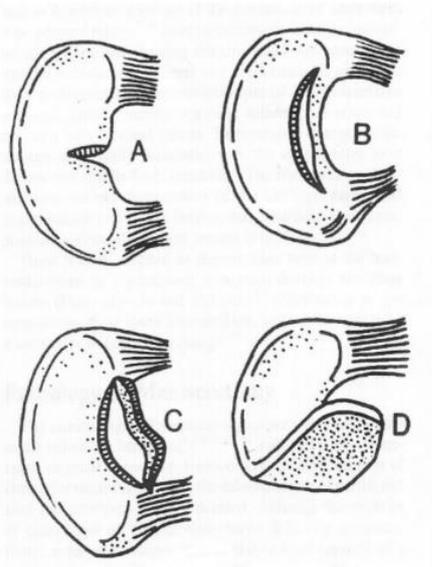
a) Les lésions associées aux RLCA

Lors d'une rupture du LCA, des lésions méniscales sont associées dans 10 à 70% des cas selon les études (Pozzi 2012, Bennett 1991 ; Flo 1993) (figure 10). La sensibilité des moyens de diagnostic utilisés influe considérablement sur les résultats. Une étude réalisée à l'école vétérinaire de Lyon (Arnault 2009)

montre que l'examen échographique possède une sensibilité, une spécificité et une valeur prédictive positive et négative de respectivement 82%, 93%, 90% et 88% mais il ne permet pas de préciser la localisation ou la nature des lésions observées. Le diagnostic de référence reste l'arthroscopie avec palpation. C'est l'examen qui permet la meilleure sensibilité mais également de caractériser les lésions et de les traiter si nécessaire.

Les lésions intéressent à 96% la corne postérieure du ménisque médial (écrasement, fissure longitudinale simple ou multiple, fissure transverse, anse de seau). On explique cette localisation préférentielle par les moyens d'union des ménisques aux os. Comme nous l'avons vu précédemment, seule la corne postérieure du ménisque médial est libre des surfaces tibiale et fémorale, elle est seulement attachée en face médiale caudale dans l'échancrure caudale du tibia. Le fémur peut exercer des contraintes importante en compression lors de sauts et des mouvement de cisaillement. En présence de distension ou de rupture du LCA, lors de poussées tibiales importantes le condyle fémoral peut se luxer caudalement au bord caudal de la corne postérieure du ménisque médial. Le retour de fémur en position physiologique repousse brutalement le bord caudal au risque de rompre des fibres. Cela peut aussi le replier sur lui-même en le basculant crânialement, écrasant davantage la corne postérieure. . Il se passe ensuite la même chose si une fissure longitudinale s'est formée, l'anse de seau se trouve propulsée crânialement par le condyle fémoral médial lors de l'appui du membre. Dans ces cas on perçoit un bruit que l'on appelle le clic méniscal. C'est un bruit élastique issu du repositionnement de la partie postérieure du ménisque médial qui était repoussée en avant. Les contraintes répétitives conduisent à la rupture des fibres assurant la structure du ménisque, à des fissurations, puis des déchirures qui s'aggravent.

L'étude d'Arnault 2009 montre cependant que l'audition de ce clic méniscal comme moyen diagnostique des lésions méniscales ne permet qu'une sensibilité 56% de et une spécificité de 75 % (Arnault et al., 2009)



- A : Fissure transverse
- B : Fissure longitudinale
- C : Anse de seau
- D : Luxation de la corne postérieure

Figure 10 : Schéma des différents types de lésions méniscales.

Le LCP peut également être affecté par la rupture du LCA. Dans 88% des cas, il présente des lésions d'effilochage superficielle (Sumner 2010). Dans tous les cas, ces lésions n'affectent pas la stabilité caudale du grasset et ne contribuent pas à la morbidité. Elles ne sont généralement pas prises en compte lors du traitement.

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 2002 ; Case 2008). Ceci reste néanmoins très variable en fonction des animaux et de l'intervention elle-même. Même si elle présente, il est possible de ne pas identifier de lésion méniscale en fonction des moyens diagnostiques utilisés. Cela pourra entraîner une résurgence beaucoup plus rapide de la boiterie. Une rotation interne post opératoire trop importante est également un facteur de risque de formation de lésion méniscale. L'utilisation de prothèse anti-rotatoire durant l'intervention doit permettre de réduire ce risque.

Les études mécaniques du grasset du chien ont clairement montré qu'il existait des interrelations entre les ligaments collatéraux et les ligaments croisés. Lors de l'extension, c'est le ligament collatéral médial qui constitue le principal élément stabilisateur contre la rotation interne du tibia (Vasseur 1981). Chez l'homme, une cause fréquente de lésion du genou est une rotation interne importante associée à un varum forcé. Ces contraintes conduisent à une « triade médiale » : Une rupture du LCA, une rupture du ligament collatéral médial et des lésions méniscales. La rupture traumatique étant beaucoup moins fréquente chez le chien, cette triade n'a pas été clairement décrite. En revanche, lors d'une rupture du ligament croisé, il est vraisemblable que la perte de stabilisation par le ligament croisé crânial en flexion se manifeste par une surcharge fonctionnelle du ligament collatéral médial pouvant entraîner son remodelage. Cette répercussion mécanique d'une rupture du ligament croisé crânial sur le ligament collatéral médial n'a pas été caractérisée expérimentalement.

b) L'inflammation et la laxité articulaire

Lors d'une rupture du LCA, l'articulation devient instable, les contraintes au niveau des surfaces articulaires (ménisques et tibia) s'en trouvent modifiées. Dans une étude de 2009, des micro-capteurs de pression ont été disposés in cadavero sur les ménisques de chien possédant un LCA normal, un LCA rompu ou ayant subi une TPLO (KIM 2009). Cela montre que lors d'une rupture du LCA, les contraintes en compression se concentrent sur la partie caudale du plateau tibial, alors que des contraintes en traction s'exercent sur la partie crâniale. Dans le plan frontal, la RLCA s'accompagnant d'une instabilité en valgus ce qui aboutit à des contraintes en traction sur la partie médiale, et à des contraintes en compression sur la partie latérale. Enfin, la rupture du LCA s'accompagnant d'une instabilité en rotation interne et d'un déplacement crânial, cela aboutit à une torsion : une force orientée vers le bas et vers l'extérieur sur le condyle tibial latéral, opposée à une force orientée vers le haut et vers le centre pour le condyle tibial médial (SAWAYA 1995 et 1996 ; SLOCUM 1983).

Cette instabilité participe à la réponse inflammatoire qui se produit dans l'articulation du grasset. Elle concerne aussi bien la membrane synoviale que le liquide synovial (HART, 2003, Lipowitz 1985). On retrouve en particulier des hématomes intra-articulaires ainsi que l'accumulation de cellules mononucléées et d'anticorps anti-collagène I et II. L'intensité de cette inflammation n'est pas

proportionnelle à l'intensité des lésions du LCA car elle est modulée par la réponse immunologique propre à chaque individu.

La maladie du LCA n'est cependant pas uniquement mécanique, la composante biologique est au moins aussi importante. La lésion du LCA entraîne la rupture de la membrane synoviale qui isole normalement le LCA de la cavité articulaire. Des fragments de collagène et d'autres protéines sont alors libérés au sein de l'articulation. Ces produits de dégradation de la matrice cartilagineuse et la présence de microcristaux dans le liquide synovial, entraînant une phagocytose par les macrophages de la membrane synoviale. Ceci entraîne l'activation des synoviocytes A, qui produisent des cytokines pro-inflammatoires dont les interleukines 1 et 6. Ces dernières stimulent à leur tour les chondrocytes et les synoviocytes B, produisant des métalloprotéinase en réponse. Ceci conduit à la fibrose de la membrane et à une réaction inflammatoire violente. La synovite conduit également à une diminution de l'oxygénation du cartilage. En effet, lors de l'inflammation, la membrane synoviale consomme trois fois plus d'oxygène, alors que sa résistance à la diffusion d'oxygène est multipliée par quatre. L'hypoxie conduit alors à la destruction des chondrocytes. C'est le début de l'arthrose. (Pelletier 1994).

c) La dégénérescence du cartilage et l'arthrose

La première étape du processus d'arthrose est la dégradation du cartilage (Mitrovic 1984). Elle est initiée à la fois par des causes mécaniques (Instabilité du grasset) et par des causes biochimiques (Inflammation synoviale). On distingue ainsi, concernant la pathogénie de l'arthrose, la théorie mécanique de la théorie cellulaire (Simon 1989). Lorsque la dégradation du cartilage est avancée, l'inflammation mécanique entretient l'inflammation et la progression de l'arthrose.

- La théorie mécanique est basée sur les microtraumatismes répétés qui entraînent des lésions de la structure cartilagineuse. Les lésions du cartilage vont principalement s'installer sur les parties fonctionnellement très sollicitées (Fayolle 1997, Autefage 1995).
- La théorie cellulaire est basée sur le chondrocyte. Ces cellules sont capables de s'activer lorsqu'elles sont soumises à des contraintes mécaniques trop importantes. (Fayolle 1997).

Après rupture du LCA, seulement 3 à 4 semaines sont nécessaires à l'apparition de signes radiographiques d'arthrose (Marino 2010).

Les ostéophytes sont des productions osseuses non spécifiques, que l'on retrouve dans de nombreuses affections inflammatoires ou dégénératives des articulations (figure 11). La cascade d'activation conduisant à leur apparition est complexe mais elle est de mieux en mieux connue (SCHETT 2007); l'instabilité articulaire est considérée comme un facteur étiologique important, mais les ostéophytes peuvent se développer en l'absence d'instabilité. Ils sont principalement localisés soit dans les jonctions du cartilage avec le périoste soit le long des insertions de la capsule synoviale sur l'os bien le déterminisme ne semble pas être tout à fait le même pour chaque localisation (cf. ci-dessous).

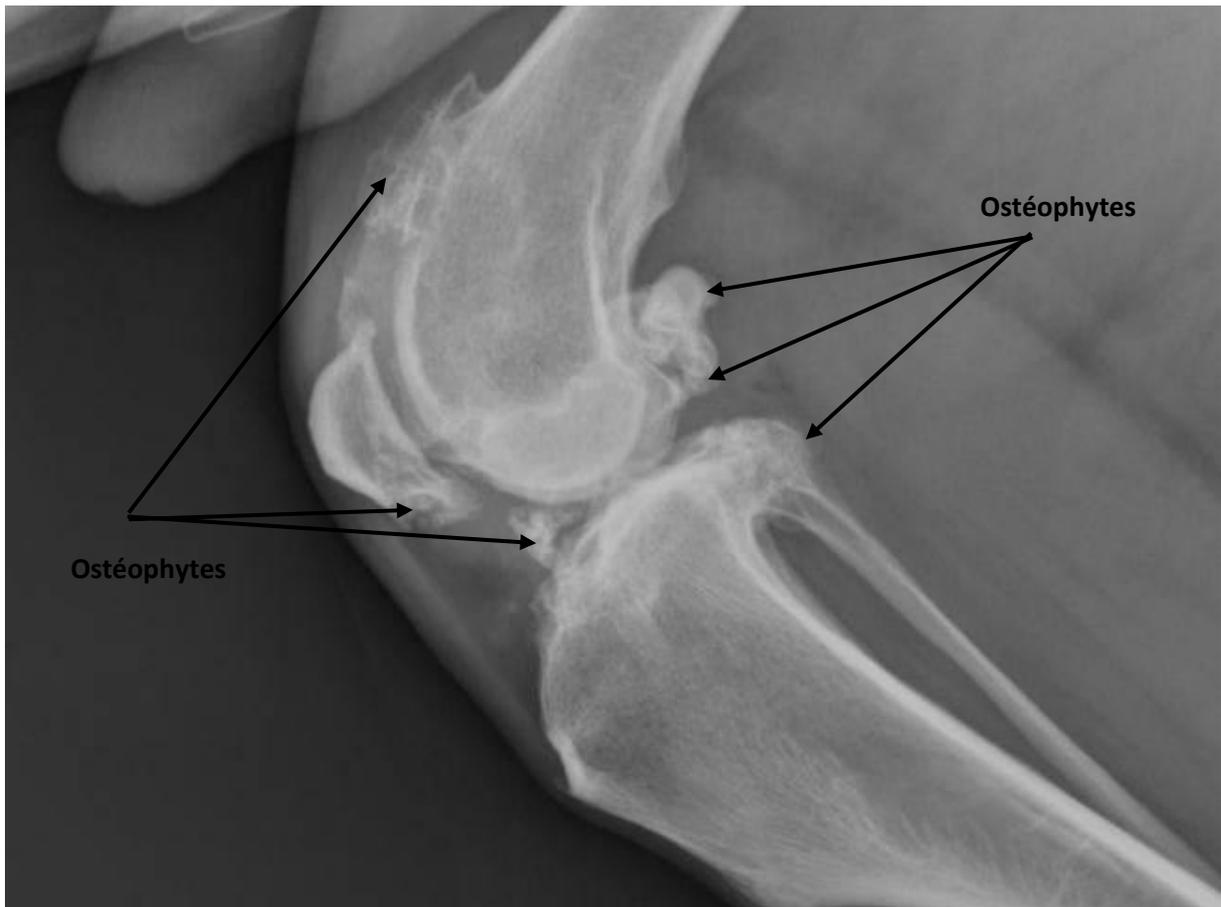


Figure 11 : Cliché radiographique d'un genou de chien arthrosique en vue latérale
(Crédit : VetAgroSup)

C. Le diagnostic

a) Le diagnostic clinique

Le diagnostic clinique repose l'identification de la douleur au niveau du grasset et du déficit fonctionnel engendré par la perte du LCA.

La vitesse d'apparition de la boiterie est variable en fonction du mode de rupture du LCA. Lors de rupture traumatique, la boiterie est d'apparition suraiguë. Elle a ensuite tendance à régresser en 3 à 5 semaines tandis qu'une fibrose capsulaire et une amyotrophie se mettent en place. Dans le cas de dégénérescence progressive du LCA au contraire, la boiterie apparaît progressivement.

A l'évaluation dynamique, on observe généralement une boiterie avec appui. Le membre atteint reste en général légèrement plus fléchi que la normale afin de permettre un report de poids sur le membre controlatéral.

L'examen orthopédique au repos en position assise montre un animal qui ne s'assoit pas avec les postérieurs symétriques. Le chien doit normalement s'asseoir sur ses tubérosités ischiatiques avec les genoux fléchis. En cas de lésion d'un LCA, la flexion du genou atteint est douloureuse. Le chien s'assoit donc de façon asymétrique avec le membre atteint maintenu en relative extension, l'extrémité du tarse ne joint pas la tubérosité ischiatique comme sur le côté sain. L'appui au sol ne se fait plus sur la pointe de la fesse mais plutôt sur la face latérale de la cuisse. C'est une position antalgique qui doit faire suspecter une douleur au grasset.

En position debout on observe, une perte d'appui, puis un appui en pince avec rotation interne de la jambe et du pied et un report du poids sur le membre controlatéral. L'évaluation des masses musculaires de la jambe est également une partie importante de l'examen orthopédique. Une amyotrophie asymétrique s'installe généralement en quelques semaines. Un gonflement articulaire est également souvent présent en face médiale (Carobbi 2009).

Le mécanisme de dégénérescence du LCA affecte les deux ligaments croisés. Il est donc fréquent lors de la première consultation orthopédique d'avoir une maladie du ligament croisé à deux stades différents sur chacun des genoux de l'animal voire même les deux ligaments rompus. Cela peut bien sûr modifier la visualisation de la boiterie et le reste de l'examen orthopédique.

Le diagnostic de certitude repose sur la mise en évidence d'une laxité articulaire antéro postérieure caractérisée par une avancée tibiale anormale. Le test du tiroir permet de la mettre en évidence (Henderson 1978 ; Johnson 1993 ; Moore 1996 ; Jerram 2003). On distingue un test du tiroir direct et un test indirect. Ce sont des tests dit « diagnostic », leur positivité permet de conclure de façon certaine à une lésion du LCA et aucun autre examen n'est nécessaire dans ce cas. Il possède donc une spécificité proche de 100%. La sensibilité de ce test augmente de 60% à 90% lorsqu'il est réalisé sous sédation (Carobbi 2009).

- **Test du tiroir direct**

Le manipulateur place une main sur le tibia avec le pouce sur la tête de la fibula, l'index sur la tubérosité tibiale et l'annulaire sur le sésamoïde médial. L'autre main se place sur fémur, le pouce sur le sésamoïde latéral, index sur le condyle médial et l'annulaire sur le sésamoïde médial. Le test est positif si la mobilisation de l'articulation par une force de cisaillement selon l'axe antéropostérieur produit une avancée du tibia (figure 12). Le test doit être réalisé en extension et en flexion car la laxité peut différer suivant l'angulation du grasset. Notamment lors de rupture partielle du LCA. En effet, la rupture partielle intéresse plutôt la bande crânio-latérale et entraîne un signe du tiroir direct positif seulement en flexion (compensation par la bande caudo-latérale en extension). Ce dernier peut être absent (Scavelli 1990; Carobbi 2009).

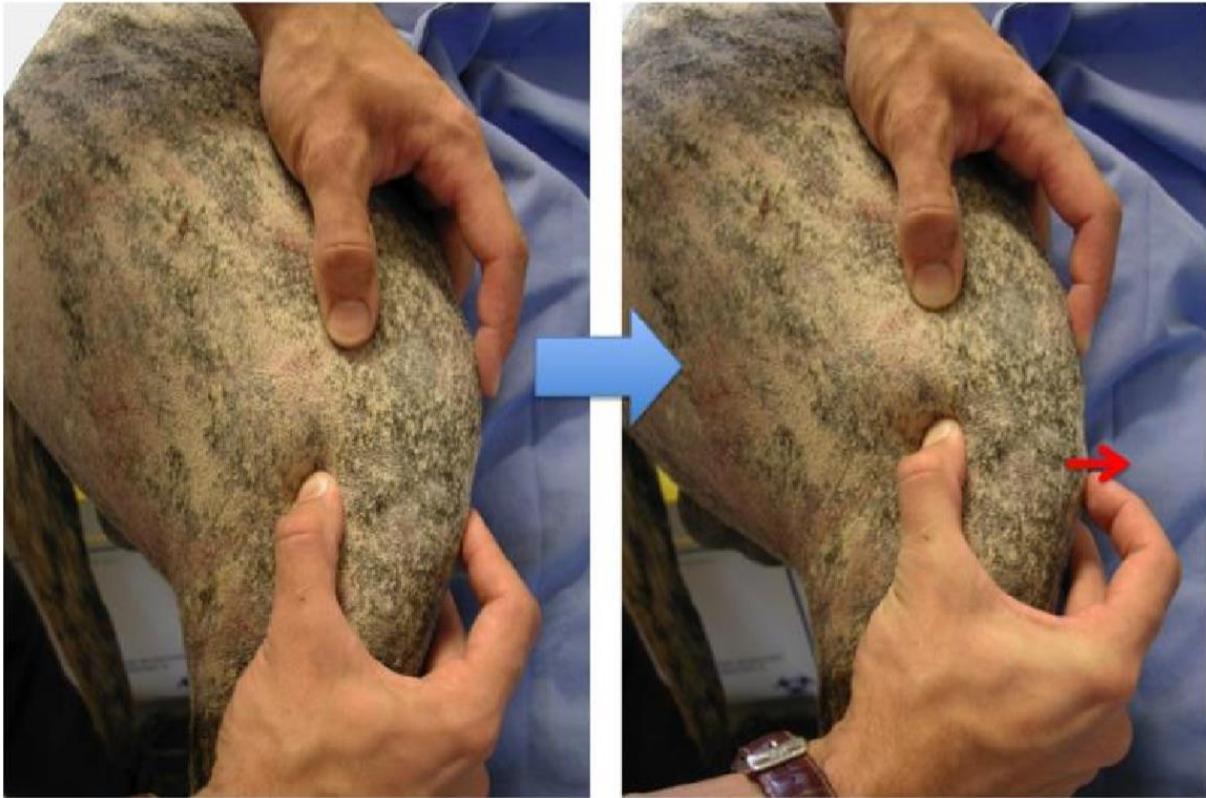


Figure 12 : Réalisation d'un signe du tiroir direct (d'après CHUV Alfort)

- **Test du tiroir indirect**

Le manipulateur place une main sur le fémur, index parallèle à la trochlée fémorale, l'extrémité du majeur sur la tubérosité tibiale, et tient le tarse de l'autre main. Il fléchit le jarret sans modifier l'angulation du grasset (figure 13). L'avancée crâniale du tibia signe alors une rupture du LCA.

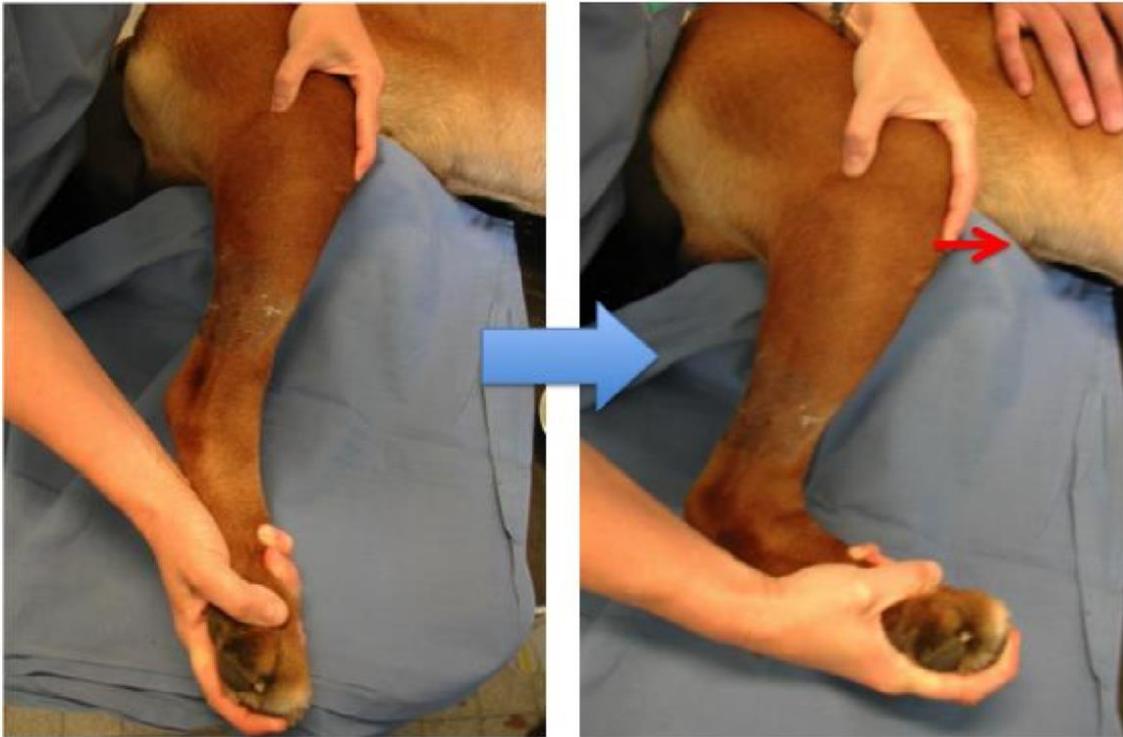


Figure 13 : Réalisation d'un signe du tiroir indirect (d'après CHUV Alfort)

La manipulation du grasset et la clinique peuvent ainsi suffire à poser un diagnostic de rupture du LCA. Il arrive cependant que ce test soit difficile à réaliser par exemple sur un animal non sédaté, en cas de fibrose importante de l'articulation ou de déchirure discrète du LCA. Dans ce cas, la radiographie est l'examen complémentaire de choix. Elle permet également de planifier les possibilités de traitement opératoire.

b) Le diagnostic radiographique

On réalise toujours une vue de face et une vue de profil avec le grasset fléchi à 90°.

Les principaux signes radiographiques d'une lésion du LCA sont la dilatation articulaire, la disparition du coussinet adipeux et la descente du sésamoïde du poplité. Des signes indirects comme la présence d'ostéophytes signant une arthrose du grasset peuvent aider au diagnostic (Marino 2010 ; Vasseur 2003).

Sur la vue de profil, la mise en contrainte par flexion du jarret permet de visualiser la présence d'un déplacement antérieur du tibia. Ceci est pathognomonique d'une rupture du LCA, c'est le signe du tiroir radiographique (figure 14). Cet examen a d'excellentes sensibilité et spécificité proches de 100% (Carobbi 2009).



Figure 14 : Radiographie latéral d'un grasset de chien présentant un signe du tiroir radiographique après une RLCA (crédit VetAgroSup)

c) Le diagnostic de certitude

L'examen orthopédique peut suffire à poser un diagnostic de RLCA si on peut mettre en évidence un signe du tiroir. Dans le cas contraire, la suspicion doit être confirmée par la visualisation directe de la lésion par arthroscopie ou arthrotomie. (figure 15) (Pozzi et al., 2008a)

L'arthroscopie présente certains avantages, elle est mini invasive, elle facilite le diagnostic et améliore les résultats post opératoires à court terme (Hoelzer 2004). Elle permet également une exploration complète de l'articulation, une meilleure visualisation des structures intra articulaires (couleur forme...) notamment dans l'espace interarticulaire étroit (Plesman 2013). L'utilisation d'un Shaver permet également de réaliser des résections du coussinet graisseux fibrosé, des villosités hypertrophiques, de traiter les éventuelles lésions méniscales (Austin 1993) et de retirer les attaches du ligament rompu et ses adhérences qui entretiennent l'inflammation. Cependant cette technique ne prévient pas plus l'apparition de l'arthrose qu'une arthrotomie (Meyer-Lindenberg, 2003). Elle est tout de même moins délabrante et permet une récupération plus rapide.

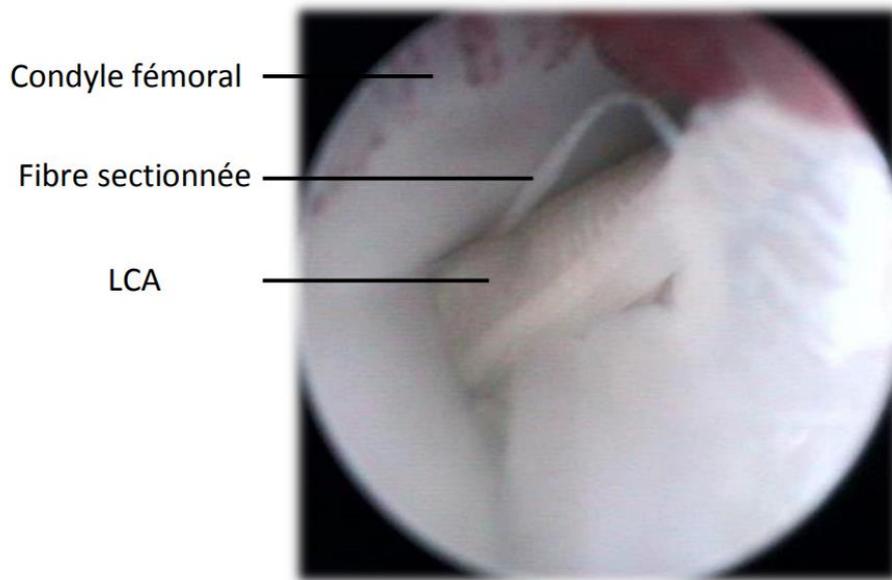


Figure 15 : Vue arthroscopique d'une rupture partielle du LCA chez un chien (Service de chirurgie, VetAgroSup, Thèse PAGES)

III. Le traitement chirurgical des RLCA chez le chien

De très nombreuses techniques de réparation du LCA ont été décrites. On en distingue plusieurs types :

- Les stabilisations passives : Elles se basent sur un modèle biomécanique en deux dimensions. Le grasset est modélisé par une articulation avec un mouvement unique de flexion/extension. La stabilisation repose sur l'utilisation d'une greffe qui a pour but de reproduire grossièrement l'action normale du LCA en particulier la contention antéropostérieure. Les premières à avoir été décrites furent les techniques intra articulaires (Paastama 1952, Gupta 1969; Arnoczky, 1979; Hulse, 1980 ;). Puis vinrent les techniques extra articulaires. (De Angelis 1970; Flo 1975 ; Smith 1985 ; Cook 2010 ; Vaughan 2010)
- Les stabilisations actives reposent sur une modélisation biomécanique qui tient compte de la poussée tibiale crâniale engendrée par les forces exercées par les muscles lors du mouvement. Ces techniques modifient la biomécanique du genou et neutralisent le déplacement crânial du tibia lors de l'appui. De nombreuses techniques ont vu le jour depuis l'ostéotomie du tibia en coin (CWTO) 1984 Slocum, on peut citer : TPLO, TTA, TTO, CTWO, CBLO. Ces techniques sont propres à la chirurgie du genou chez le chien et pour certaines chez le chat.

A. Les techniques de stabilisation dynamiques

Ces techniques ont l'avantage de permettre le traitement des éventuelles anomalies structurelles du grasset (pente tibiale excessive, varus ou valgus tibial...). L'utilisation de matériel irrésorbable permet d'assurer une bonne stabilité du montage dans la durée (sauf complication). Ces techniques permettent également un appui plus précoce que les stabilisations passives extra capsulaires (Millis 2008 ; Au 2010, Nelson 2013).

a) La TPLO et les techniques dérivées

C'est en 1984 lorsque Slocum et al. décrivent l'ostéotomie crâniale en coin du tibia (Crânial Wedge Tibial Osteotomy [CWTO]) (Slocum 1984) qu'apparaît pour la première fois la stabilisation dynamique. 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 en l'absence du LCA. C'est Slocum qui modifiera cette technique quelques années après et décrira le principe de la TPLO.

La poussée crâniale du tibia est causée par la pente du plateau tibial sur lesquelles s'exerce la force d'appui du membre. La force d'appui verticale du pied est transformée en un vecteur de poussée crâniale proportionnellement à la pente du plateau tibial (figure 16).

Le but de cette technique est de supprimer la force qui tend à la subluxation crâniale du tibia, c'est-à-dire la PTC. Soit F la poussée tibiale, la PTC est égale à $F \sin(\alpha)$. Lorsque α tend vers zéro, $\sin(\alpha)$ tend vers zéro et donc, la PTC tend également vers zéro. Lors d'une TPLO, la pente tibiale est donc diminuée par un effet de rotation du plateau afin de la rendre perpendiculaire à la résultante des forces de compression fémoro-tibiale et donc d'annuler la PTC.

Elle est aujourd'hui considérée comme la technique de référence (Moore 2020)

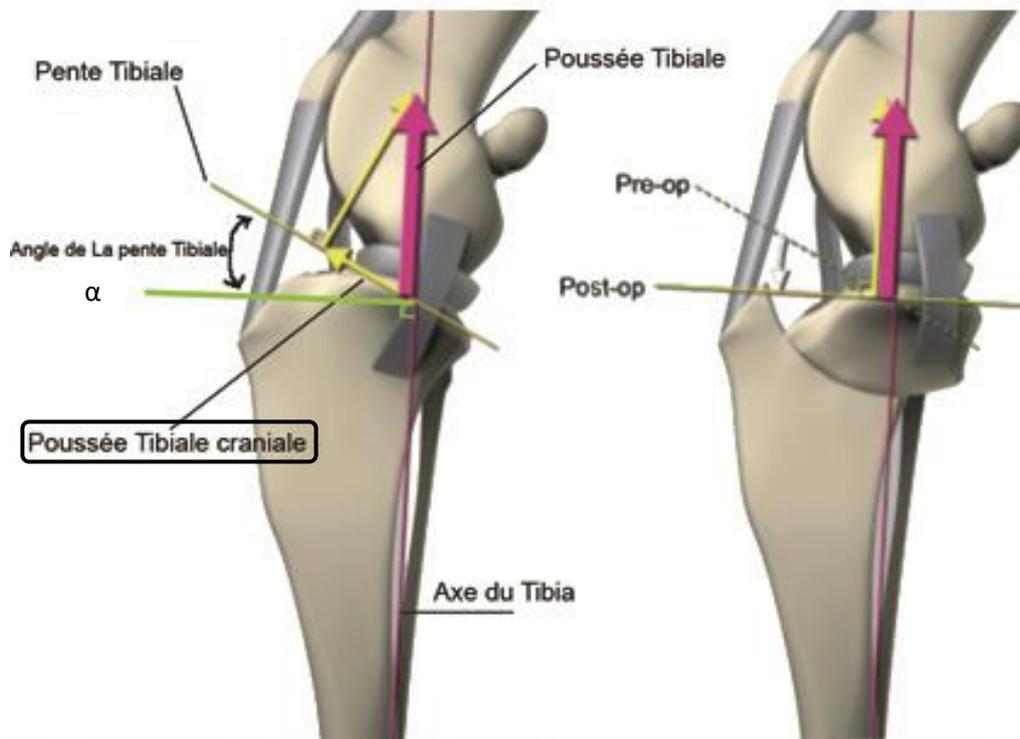


Figure 16 : Schéma de la neutralisation de la poussée tibiale par réduction de la pente tibiale lors d'une TPLO (d'après Kim, Pozzi et al., 2008)

La pente tibiale optimale post opératoire serait de $6.5^\circ \pm 0.9$ d'après Slocum 1993. Il a cependant été montré que le TPA évolue encore dans les mois suivant la TPLO (Moeller 2006). Cette évolution est liée au déplacement pendant la cicatrisation mais aussi à la marge d'erreur liée au positionnement lors des lectures radiographiques.

Une étude rétrospective de Fitzpatrick et Solano en 2010 portant sur 1146 TPLO (Fitzpatrick 2010) rapporte 14,8% de complications post-opératoires au total. 6,6% sont des complications majeures dont principalement des lésions méniscales postopératoires (2,8%), des retraits d'implant (2% associés à une infection et 0,6% sans infection), ainsi que 4 fractures/avulsion de la tubérosité tibiale, 3 luxations patellaires et 3 migrations ou fractures d'implants. Dans les complications mineures on retrouve principalement des infections superficielles et des collections de plaies. Il est rapporté que les complications sont plus fréquentes sur les chiens de grand gabarit (Hans 2017). Une thèse réalisée à l'école vétérinaire de Lyon en 2013 et portant sur 38 TPLO révèle des pourcentage bien plus élevé (COMTE A. 2013) avec 10,5 % d'incident per opératoire mineur et 52,6 % de complications post opératoire (desmite du ligament tibio-rotulien, cicatrisation de la plaie opératoire, anomalies des tissus mous adjacents, arthrites...)

Un des incidents per opératoire fréquemment évoqué est la lésion de l'artère poplitée qui peut intervenir lors de l'ostéotomie tibiale (COMTE A. 2013).

De nombreuses études ont montré de bons résultats quant à la récupération fonctionnelle : 92-93% de propriétaires satisfaits (résultats bons à excellents) (CORR 2007, Priddy 2003, Vezzoni 2004, Moore 2020). 84,6% referaient la même opération si nécessaire (COR SA 2007).

On peut noter que de nombreuses techniques dérivées de la TPLO ont vu le jour tel que la CBLO, les ostectomies tibiales en coin (de Slocum 1984 et de Damur 2003), l'ostectomie tibiale en chevron, les ostectomies utilisant un fixateur externe, l'ostectomie tibiale proximale intra articulaire... Aucune n'a encore montré sa supériorité sur la TPLO.

b) La TTA et la TTO

La TTA ou avancement de la tubérosité tibiale a été présentée pour la première fois en 2002 par Montavon et al. (Montavon et al., 2002). Elle se base sur le principe selon lequel la force de compression tibio-fémorale a approximativement la même intensité et orientation que la force du tendon patellaire (Tepic 2002). Cette intensité et orientation de la force sont déterminées par l'angle du tendon patellaire avec le plateau tibial (PTA ou Patellar Tendon Angle). Chez le chien lorsque ce PTA $> 90^\circ$ il en résulte une poussée tibiale crâniale (Dennler 2006). La TTA a donc pour objectif de positionner le ligament patellaire perpendiculairement à la pente du plateau tibial en avançant son insertion en direction crâniale. Ainsi le PTA reste $\leq 90^\circ$, on neutralise alors la poussée tibiale crâniale responsable de l'instabilité du grasset (figure 17). La technique chirurgicale a été décrite précisément (Lafaver 2007) et ne sera pas détaillée ici.

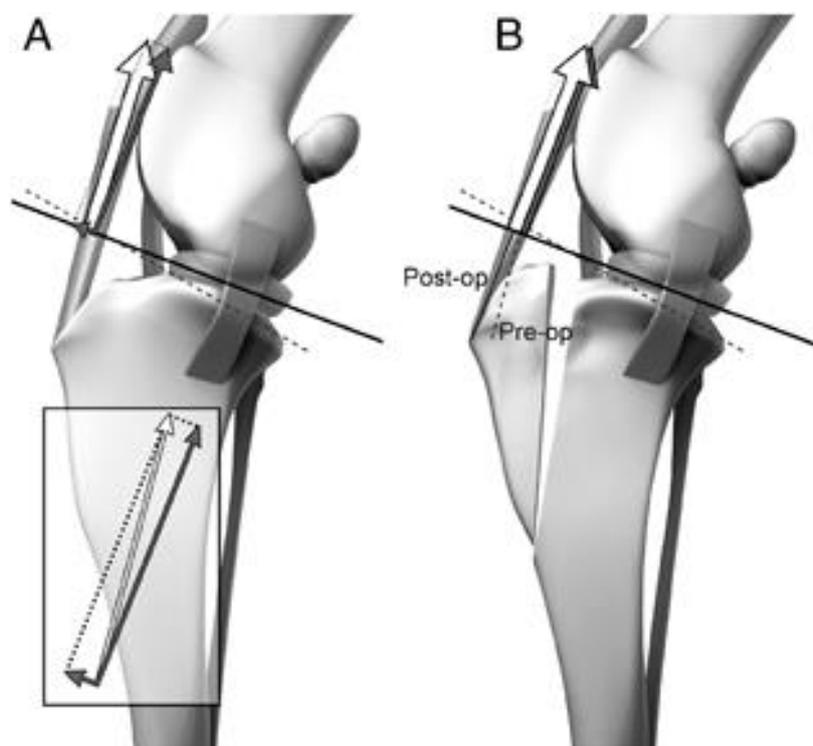


Figure 17 : Schéma de la neutralisation de la poussée tibiale par réduction du PTA lors d'une TTA d'après Boudrieau, 2009

6 études se sont intéressées aux résultats post opératoires (Hoffmann 2006; Lafaver 2007; Stein 2008; Voss 2008; Dymond 2010; Steinberg 2011) mais une seule (Voss et al., 2008) utilise une méthode fiable pour l'évaluation de la démarche : le plateau de marche. Celle-ci montre que les chiens recouvrent 90% de leur fonction normale dans les 6 mois suivant l'opération.

Dans les autres études, le niveau d'activité globale s'est amélioré dans 83-90% des cas selon les propriétaires, 6% des propriétaires sont satisfaits (résultats bons à excellents).

Les complications suivant les études vont de 25-59% (moyenne 32,6%) avec 12,3-21% (moyenne 14,8%) de complications majeures et de 11,3% à 14% de seconde intervention chirurgicale.

La complication la plus fréquente est la lésion postopératoire du ménisque médial, 5,7% en moyenne (en ne prenant pas en compte les anomalies de la plaie opératoire : œdème, hématome...)

Quelques cas de TTA ont également été réalisés chez le chat (Perry and Fitzpatrick, 2010).

La TTO est une technique dérivée qui associe la TTA et l'ostéotomie en coin du tibia.

c) La technique de Maquet

La technique de Maquet est une technique issue de la médecine humaine, (Maquet 1976; Mendes 1987). Elle est prescrite chez l'homme pour le traitement des lésions d'ostéochondrose de la rotule afin de diminuer la pression de celle-ci sur la trochlée. Le principe est très proche de la technique précédente. Comme la TTA elle fait intervenir une ostéotomie de la crête tibiale. Cette coupe est plus caudale que dans la TTA et elle n'est que partielle. Ainsi la tubérosité reste attachée au tibia. Le matériel de fixation est plus simple.

La stabilisation est réalisée par un implant tel qu'une cage à TTA ou un implant poreux en titane permettant la colonisation osseuse. (figure 18)

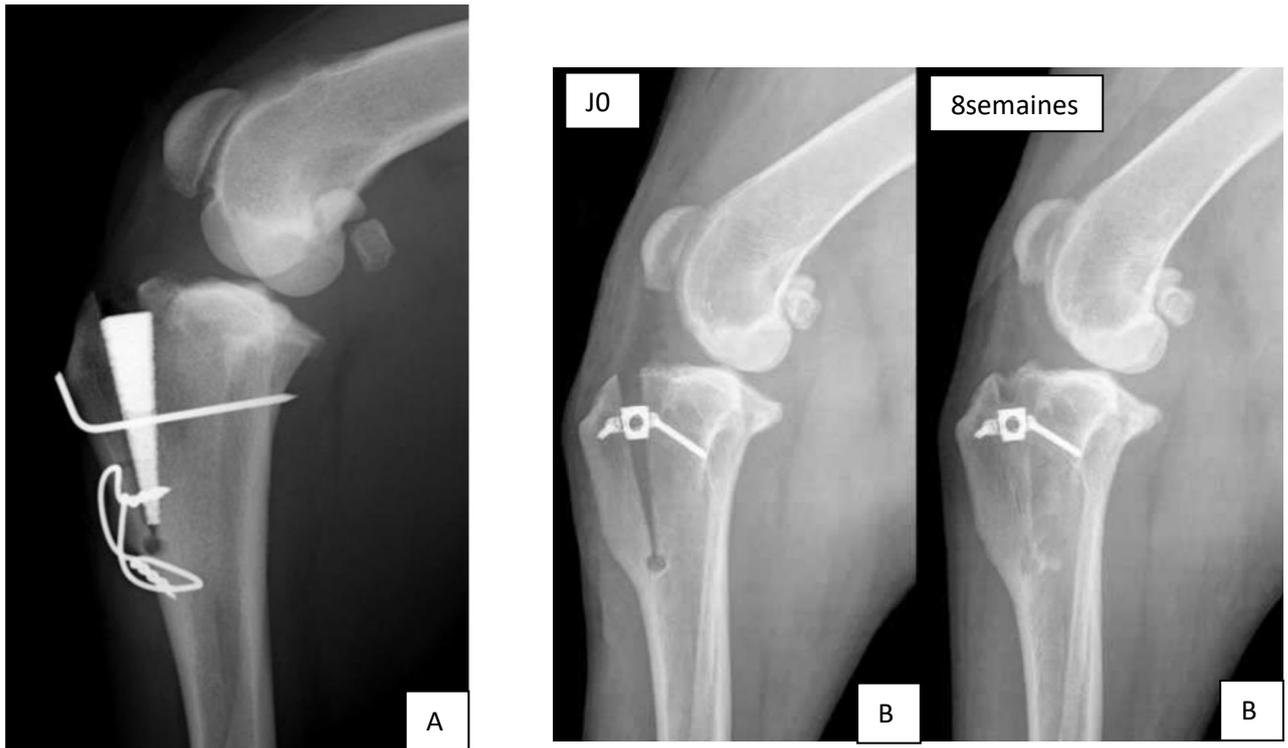


Figure 18 : Radiographie post opératoire en vue latéral de grasset de chien après une intervention par la technique de Maquet modifiée.

A : Implant poreux B : Cage à TTA

Les avantages de cette technique par rapport à une TTA sont la diminution du temps opératoire, la diminution de la morbidité du patient (absence de greffe osseuse lors d'utilisation de l'implant poreux), et la diminution du coût matériel. Cependant, selon la technique de stabilisation distale de la crête tibiale, des complications peuvent apparaître (fracture de la corticale distale en particulier).

B. Les techniques de stabilisation passives extra-capsulaires

Les techniques passives ont pour objectif de palier le rôle du ligament croisé antérieur rompu par l'utilisation d'une greffe. Ces modèles reposent sur un modèle de genou en deux dimensions dans lesquels seuls les mouvements de flexion et d'extension sont possibles. L'objectif de ces greffes est donc principalement de s'opposer à la poussée tibiale crâniale afin de neutraliser le mouvement de tiroir en modifiant et/ou en resserrant les structures extra-capsulaires. Elles sont plus faciles à réaliser

et moins invasives que les techniques intra-capsulaires. A court terme le mouvement de tiroir est neutralisé par les prothèses et à long terme par la fibrose péri-capsulaire.

Il existe de très nombreuses variantes de ces techniques, nous présentons ici par ordre les plus utilisées.

a) La technique de Flo

Flo développe en 1975 une technique (Flo 1975) dérivée des procédés pré existants (Childer 1966; McCurnin 1971 ; Pearson 1971) qui repose sur la mise en place d'une ou de deux prothèses irrésorbables de gros diamètre qui vont neutraliser le tiroir antérieur (figure 19). Les sutures sont posées de façon bilatérale et en s'ancrant au travers d'un tunnel foré dans la tubérosité tibiale d'une part et autour des os sésamoïdes d'autre part.

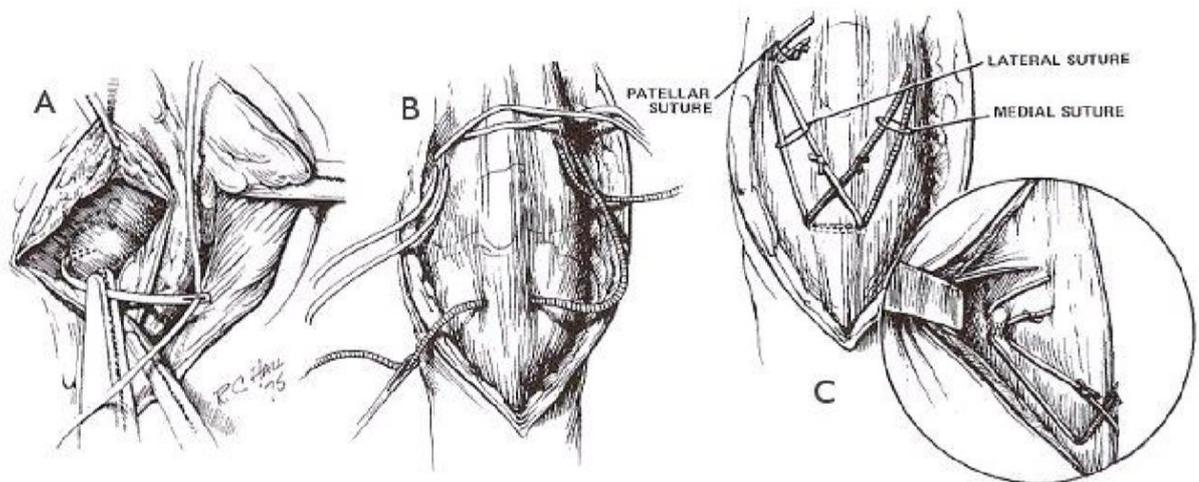


Figure 19 : Schéma de la technique de Flo, d'après Flo 1975

Sur 27 cas, deux chiens soit 7,4% ont eu des complications majeures (rupture de prothèse et boiterie associée à un tiroir antérieur important). 92,6% des chirurgies sont jugées satisfaisantes (Flo 1975, Krotscheck 2016, Lazar 2005)

Plusieurs variantes de cette technique sont apparues et elle reste une technique fréquemment pratiquée aujourd'hui encore. Elle est préconisée en particulier sur les chiens de petit gabarit (< 15 kg).

b) Le TightRope®

C'est une récente technique de stabilisation extra-capsulaire. Elle a été développée par Cook et al. en 2010 (Cook 2010). Elle utilise une prothèse synthétique qui doit être la plus isométrique possible (figure 20).

Cette technique est généralement décrite pour traiter la RLCA chez les chiens de moyen à grand format.

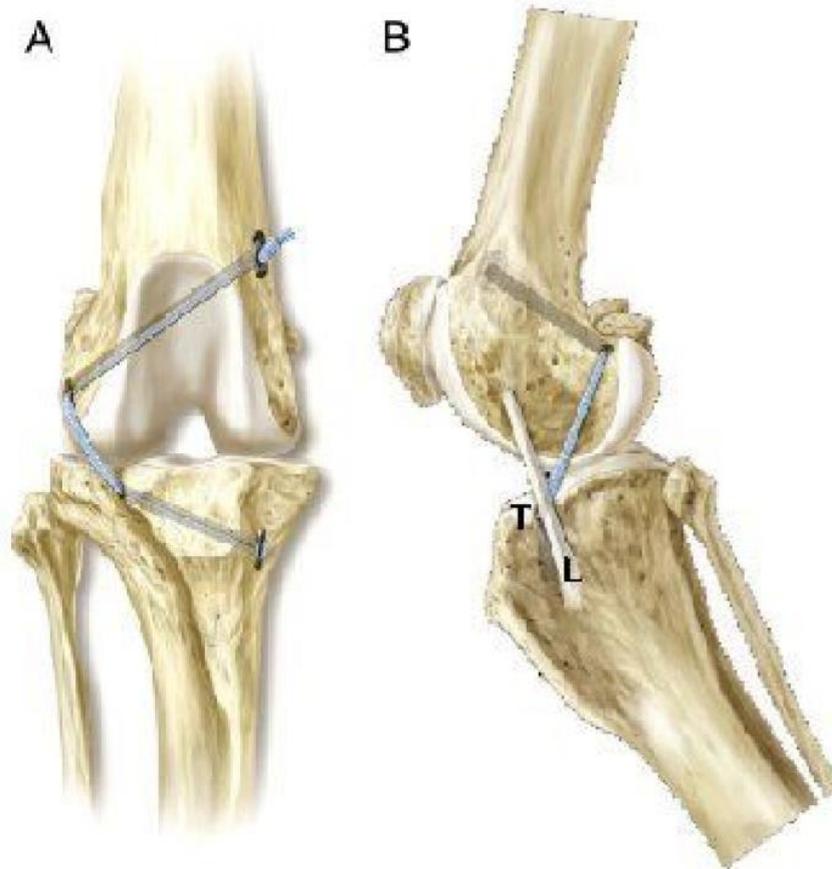


Figure 20 : Schéma de la technique *TightRope®*, d'après Cook 2010

Dans une étude qui s'étale sur 2 ans, et comprend 773 cas, les auteurs rapportent les résultats suivants : les propriétaires évaluent en moyenne l'activité de leur chien à 8/10, 9/10 pour le jeu, 6/10 pour l'exercice, et 9/10 globalement (Score attribué sur une échelle VAS : Visual Analog Scores) (Cook 2009).

c) La Transposition de la tête fibulaire

C'est une technique de stabilisation extra-articulaire décrite en 1985 par Smith et Torg (Smith 1985). Elle a été développée pour traiter la RLCA chez les chiens de grand format au vu du fait que l'utilisation des sutures synthétiques n'était pas satisfaisante chez les chiens lourds.

L'objectif en déplaçant crânialement la tête de la fibula est de modifier l'orientation du ligament collatéral mis alors en tension. Ainsi le ligament collatéral va prendre une orientation identique au LCA natif et empêcher le tiroir crânial tout en minimisant la rotation interne du tibia (figure 21).

Elle repose sur une désinsertion de la tête fibulaire, qui est ensuite forée puis maintenue avec le tibia par un haubanage.

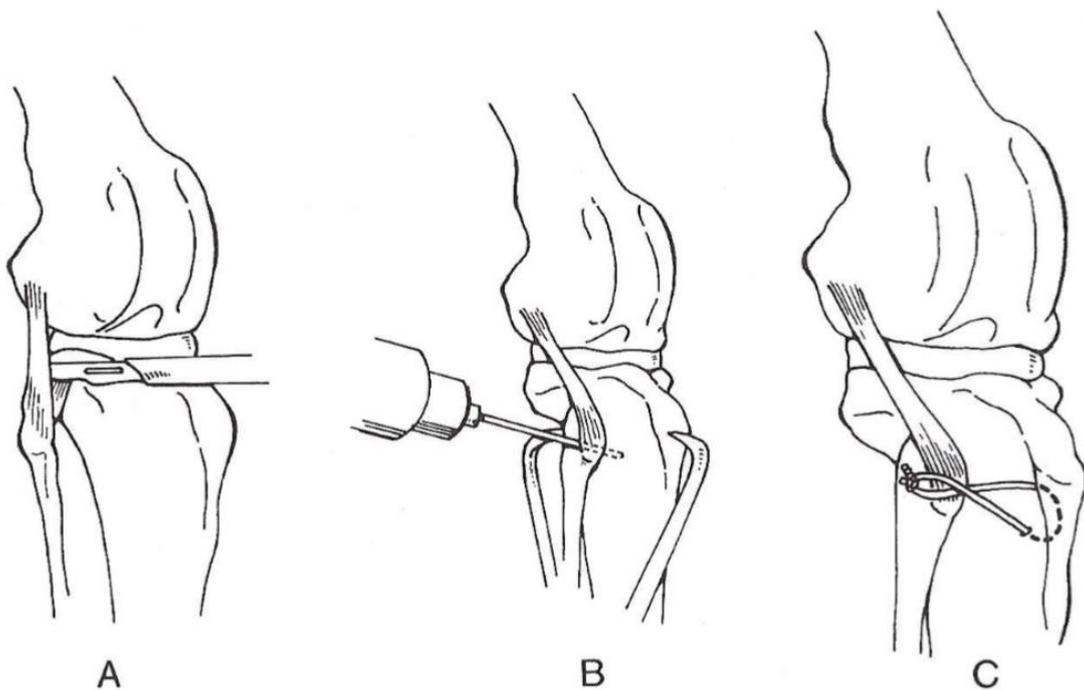


Figure 21 : Schéma de la réalisation de la transposition de la tête fibulaire, d'après Smith et Torg 1985
A : Coupe de l'attache de la tête fibulaire B : Pose d'une broche C : Pose d'un hauban

Cette technique, d'abord prisée par certains chirurgiens a ensuite été délaissée à cause d'un fort pourcentage de complications opératoires (16,5% à 27%). On retrouve notamment lors de la chirurgie des risques de fracture de la tête ou du col de la fibula (12,5%), de section ou d'avulsion accidentelle du ligament collatéral latéral (2,5%). (Moore 1995, Mullen 1989, Chauvet 1996)

C. Les techniques de stabilisation passive intra-capsulaires par greffes autologues

Les techniques intra articulaires ont l'inconvénient d'être plus invasives que les techniques extra articulaires. De plus les greffons utilisés sont toujours susceptibles de se détendre voire de se rompre en particulier dans les premiers mois post opératoires. Ils ont toutefois le mérite de reproduire au mieux le rôle du LCA natif en respectant la physiologie normale de l'articulation.

a) La technique de Paatsama

C'est la première technique chirurgicale de traitement des RLCA décrite chez le chien (figure 22). Elle a été développée par Paatsama en 1952 (Paatsama 1952). Elle repose sur une greffe autologue de fascia lata qui remplace in situ le ligament croisé antérieur. Une étude de Dickinson et Nunamaker en 1977 rapporte 85% de réussite (bons et excellents résultats) sur 101 chiens opérés avec cette technique (Dickinson 1977).

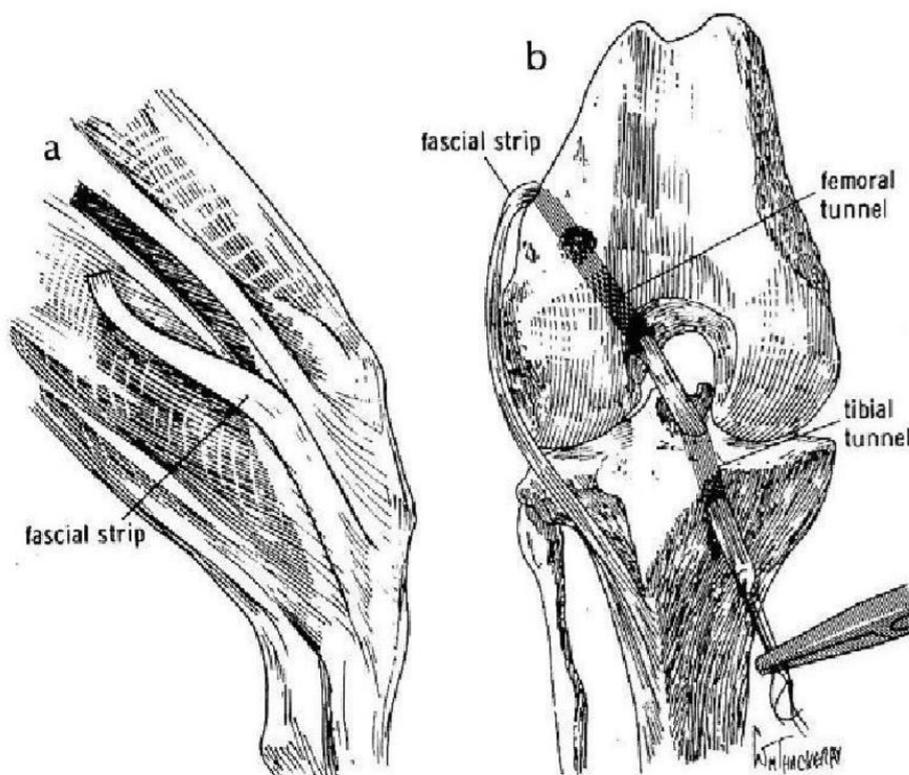


Figure 22 : Schéma de la technique de Paatsama, d'après Arnoczky 1985
a : Prélèvement d'une bande de fascia lata b : Mise en place de la greffe

b) La technique « over the top »

Le principal problème de la technique de Paastama provenait de l'usure de la greffe au contact du bord des tunnels osseux en particulier à cause de la position trop crâniale du tunnel fémoral. Une variante a donc été développée par Arnoczky et al. en 1979. Une bandelette de fascia lata est découpée en face latérale du grasset avec une partie du ligament patellaire et de la patella. Elle est ensuite passée à travers l'articulation puis au-dessus du condyle fémoral latéral (« over the top »). La greffe est ensuite fixée au périoste, au fascia et au ligament collatéral latéral (figure 23). Cette dernière a subi à nouveau des modifications (Hulse 1980, Brinker 1997)

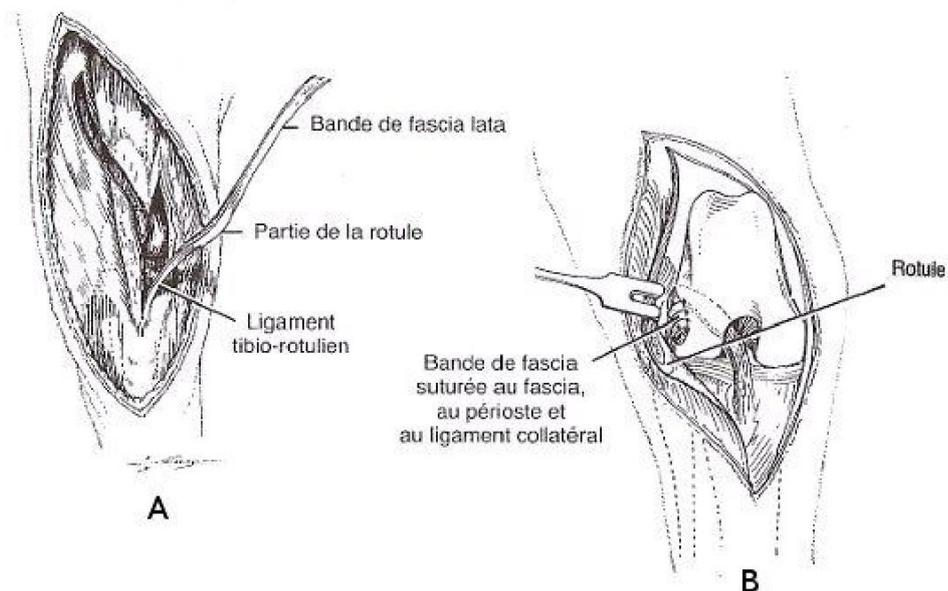


Figure 23 : Schéma de la technique « Over the top », d'après Piermattei et al 2009

A : Prélèvement de la greffe B : Mise en place du greffon

Une étude in vitro montre que chez des chiens opérés avec cette technique, le tiroir crânial augmente jusqu'à 4 semaines post opératoire puis diminue à nouveau jusqu'aux valeurs initiales à 26 semaines post opératoires (Hulse 1983). La prothèse possède une période critique autour de 6 semaines post opératoire durant laquelle est particulièrement fragile.

Les deux travaux principaux ayant étudié le taux de réussite (Arnoczky 1979 ; Shires 1984) rapportent des résultats similaires aux techniques du même type autour de 93% de bons résultats.

IV. Les ligaments synthétiques

Les premières réparations chirurgicales du LCA chez le chien comme chez l'homme, étaient des techniques de greffes autologues. Les ligaments synthétiques possèdent deux avantages majeurs sur ce type de greffe. D'abord ils permettent d'envisager une réparation directe du LCA sans prélèvement d'un greffon. En effet ce type de prélèvement représente un traumatisme pour le membre (Johnson 1992, Sachs 1989). Elle est source de douleur et est un obstacle à une reprise rapide de l'activité. Ensuite, ils ne nécessitent pas forcément une période de plusieurs mois comme les greffes autologues pour obtenir leurs résistances maximales. (Amiel 1986, Gy 1993)

De plus le prélèvement de la greffe est un temps opératoire à part entière qui rallonge la durée de l'intervention. La qualité du greffon est variable en fonction des individus et du chirurgien. Au contraire, les greffes synthétiques sont normalisées, leurs caractéristiques sont précisément connues et toujours identiques.

A. L'histoire des ligaments synthétiques

Les ligaments utilisés ont tous été des dérivés de prothèses mises au point en médecine humaine, (implants pour ligaments collatéraux, acromio-claviculaire...). L'histoire des ligaments artificiels est relativement tortueuse. Elle a commencé dans les années 1970, il y a d'abord eu un fort engouement pour cette technique grâce aux bons résultats à court terme obtenus. Il s'en est suivi une substantielle perte de confiance de la part des chirurgiens avec d'importantes complications à plus long terme (synovite majeure, rupture d'implant, glissement ligamentaire...). Ainsi, certains matériaux ont d'abord été validés par les autorités de santé humaine avant que nombre d'entre eux ne soient interdits pendant les années 1990. Depuis quelques années des matériaux plus solides et très bien tolérés ont été développés et les prothèses ligamentaires semblent y trouver un nouvel essor.

Les premiers essais de ligaments artificiels datent du début de seconde partie du 20^{ème} siècle, il s'agissait de fibres très simples comme des fils d'argent et d'acier inoxydable, des cordes de soie ou de simples fils de Nylon (Johnson 1960). Ces ligaments artificiels devaient remplacer les ligaments rompus chez l'homme. Les résultats médiocres des essais ne permirent pas de dépasser le stade des expérimentations animales. Ces matériaux ont alors été abandonnés et les greffes autologues sont restées le gold standard en médecine humaine. Chez le chien également, les essais réalisés avec des fibres de nylon n'ont pas été satisfaisants et ont laissé la place à d'autres méthodes.

La recherche s'est tout de même poursuivie et dans les années 1970, l'intérêt pour les greffes synthétiques est relancé par l'attrait accru de nouveaux matériaux synthétiques (DANDY 1996). Des produits ont été commercialisés chez l'homme tels que les ligaments Proplast (VitexInc, Houston, TX, USA) en téflon. Des prothèses en carbone comme la fibre de Jenkins (Emeri 1960, Denny 1980 ; Jenkins 1977 ; Lesic 1995), en polypropylène comme le Polyflex (Richard, Memphis, TN, USA) (Mendenhall. 1987) ou encore en Dacron (Arnoczky 1986). (Meyers 1979)

En 1981, Dandy et al. implantent la fibre de Jenkins, un ligament en fibre de carbone déjà testé chez le mouton (Jenkins DH 1978) et utilisée chez l'homme, en remplacement du LCA sous arthroscopie. Cependant, après des résultats préliminaires encourageants, de graves séquelles ont été observées

lors de l'application clinique à cause de la faible résistance aux forces de torsion. Elles provoquaient une rupture précoce des fibres conduisant au dépôt de carbone dans le foie et à une synovite inflammatoire majeure (Lesic 1995).

En 1983, des ligaments en polytétrafluoroéthylène expansé (PTFE) (Gore-Tex, W.L.Gore, Flagstaff, AR, USA), font leur apparition en orthopédie (Bolton 1983). Le ligament Gore-Tex est constitué d'un seul brin de PTFE tressé en plusieurs boucles. Il est conçu comme une véritable prothèse et implanté pour remplacer de façon permanente le LCA. C'est le premier ligament qui vise à reproduire les propriétés biomécaniques du LCA natif en termes de solidité et de rigidité mais aussi dans l'utilisation de nombreuses fibres tressées. Cette structure leur permet de mieux résister non seulement aux efforts en traction mais également au cisaillement. Les résultats sont très encourageants. Le post opératoire à court terme est très bon et l'utilisation de la prothèse se généralise. Les résultats à long terme cependant s'avèrent décevants. Le Gore-Tex ne possède pas une résistance à la fatigue suffisante, les fragments de PTFE se délitaient ou se fracturaient et les débris étaient responsables d'une abrasion du cartilage induisant une forte synovite. D'autres matériaux encore, comme le polyester (Rooster 2001), ont été utilisés avec plus ou moins de succès. Aucun essai réalisé chez le chien n'a montré de qualité suffisante à court et à long terme pour envisager de généraliser ces techniques opératoires.

La véritable avancée dans le domaine des ligaments synthétiques a été le LARS (Ligament Advancement Reinforcement System) (figure 24). En 1985 le ligament LARS fait son apparition en médecine humaine. Il est implanté avec succès chez la brebis (Viateau 2013) et chez l'homme (Machotka 2010). Plusieurs essais ont également été réalisés chez le chien (van den Brink 2014, Manley 2010). Il présente de très bons résultats à court et à long terme (Machotka 2010 ; Jia 2017). Il permet également une reprise d'appui et une rééducation plus rapide que les allogreffes et devient une technique de référence pour le sportif de haut niveau (Ye 2013 ; Pan 2013).

Le ligament LARS est constitué de fibres de polyéthylène téréphtalate (Purchase 2007). Il est purifié au maximum durant l'usinage afin d'éliminer les résidus potentiels dans le but de favoriser la croissance des tissus mous et réduire le risque de synovite réactive (Yu 2014). Le LARS se compose de 2 parties, une partie intra-articulaire et une partie extra-articulaire. La partie intra-articulaire est constituée de plusieurs fibres parallèles qui sont torsadées à des angles de 90 degrés tandis que la gaine protectrice extra articulaire est constituée de fibres transversales et de fibres longitudinales qui, contrairement à la structure tissée, prévient l'élongation à long terme. Les fibres transversales unissent entre elles les fibres longitudinales et forme une structure rigidifiée et très peu déformable. Ce ligament est conçu comme une imitation de la structure anatomique du LCA.

Les différents types de ligaments ont été soumis à des tests biomécaniques avec différents types de contraintes répétées : en traction, en torsion et en flexion. Les abrasions au niveau des contacts osseux et des systèmes d'ancrages ont également été pris en compte. Cela montre que les ligaments en deux parties comme le LARS possèdent une résistance à la fatigue mécanique bien supérieure aux ligaments entièrement tricottés. (Sercovam, 1997) En effet, l'étude n'a montré aucun dommage du ligament après 5 millions de cycles, et une conservation de leur intégrité mécanique malgré une amorce d'effilochage en région intra-articulaire après 10 millions de cycles (Sercovam, 1997).



Figure 24 : Photographie du ligament LARS (crédit médical expo)

Devant les bons résultats de ce ligament, une adaptation a vu le jour, destiné à la chirurgie chez le chien (PAGES 2013). Le ligament artificiel STIF™ est une prothèse avec une section intra articulaire et une section intra osseuse, qui doit permettre la colonisation de l'implant par des tissus mous. Il est constitué uniquement de PET et est issu de l'adaptation au milieu vétérinaire de l'implant LARS™ utilisé en médecine humaine. Son processus de fabrication est le même, ce qui lui permet d'obtenir des normes de qualité identique. PAGES met en évidence de bons résultats post opératoire à court et moyen terme. Il faut néanmoins rester prudent car il n'y a pas encore d'étude sur l'évolution à plus long terme. Evolig a également développé un ligament très similaire à celui-ci le « Free Fibers » nommé ainsi à cause des fibres longitudinales libres sur la partie centrale du ligament et de la présence de fibres transversales sur le reste de sa longueur.

B. Les obstacles à l'utilisation des ligaments synthétiques

De très nombreuses tentatives de réparation du LCA par un ligament artificiel ont donc été réalisées. Dans la majorité des cas ce furent des échecs. Les laboratoires et les chirurgiens ont néanmoins persévéré longtemps pour trouver une solution adaptée. Cela traduit bien sûr la difficulté de ce processus. L'articulation du genou est très sensible à l'arthrose et le LCA natif subit des forces que peu de matériaux inertes peuvent supporter. Cela traduit également l'espoir majeur qui réside dans l'utilisation de ce type de prothèse. En cas de succès, la plus-value serait réelle en comparaison des autres techniques possibles.

Les principaux problèmes à surmonter sont d'abord les ruptures précoces : en particulier dans le cas des prothèses en fibres de carbone, il s'est avéré que les prothèses présentaient de bonnes caractéristiques pour résister aux forces de tension, mais qu'elles étaient sensibles aux forces de flexion et aux forces de torsion présentes dans le grasset. L'utilisation de ligaments constitués de nombreuses fibres d'orientation différentes ont permis d'améliorer la résistance de ces ligaments à ce type de force.

Un manque de biocompatibilité est également une difficulté importante. Elle entraîne une synovite, liée aux molécules phlogogènes libérées par l'abrasion ou les ruptures parcellaires des fibres des implants, ou leur rupture précoce (Lesić 1995; Vasseur 1996). Cette réaction tissulaire néfaste inhibe la cicatrisation, encourage la progression de l'arthrose et peut nécessiter le retrait du matériel. Dans le pire des cas, une dissémination des microparticules peut avoir lieu par les macrophages dans des tissus et organes éloignés, ganglions foie, cerveau. (Lesić 1995)

Enfin, la résistance à la fatigue à long terme doit être suffisante pour que l'implant ait une durée de vie supérieure à celle du patient.

La commercialisation d'un ligament comme le STIF™ chez le chien était un premier pas pour répondre à toutes ces difficultés et relancer l'intérêt pour ce type de réparation. Récemment, un nouveau ligament est arrivé sur le marché vétérinaire : le Novalig. C'est ce ligament que nous avons utilisé dans notre étude.

C. Les ligaments synthétiques modernes

Le matériau le plus récent et le plus intéressant actuellement est le polyéthylène d'ultra haut poids moléculaire (UHMWPE). C'est un matériau constitué de très longues chaînes moléculaires. Il possède un très faible coefficient de frottement et est très résistant à l'abrasion. Dans certaines formes, il est jusqu'à quinze fois plus résistant à l'abrasion que l'acier. Son coefficient de frottement est comparable à celui du polytétrafluoroéthylène (PTFE, Téflon), mais l'UHMWPE possède une meilleure résistance à l'abrasion (The UHMWPE Handbook - 1st Edition 2004). Il fait son apparition en particulier dans les prothèses du genou chez l'homme.

Le Novalig utilisé dans cette étude est un ligament tricoté en UHMWPE, cette matière a prouvé sa très bonne biocompatibilité ainsi que sa grande résistance mécanique. Sa structure réticulée le rend poreux et doit favoriser la colonisation cellulaire. Les performances cliniques de ce type de ligament ont été comparées à celle de greffe autologue dans le remplacement du LCA chez l'homme (Purchase 2007). 9 patients ayant reçu une greffe synthétique et 7 patients ayant été traité par une greffe autologue sont suivis durant une période moyenne de 14 ans post opératoire. L'étude ne met pas en évidence de différence fonctionnelle entre les deux groupes et suggère que cette prothèse en UHMWPE constitue une alternative sérieuse aux allogreffes chez l'homme.

Plus récemment, une étude similaire a été réalisée chez le chien (Barnhart 2016). Elle étudiait le taux de complications opératoire et les résultats fonctionnels jusqu'à 6 mois post opératoire. Cette étude utilise un ligament composite avec un cœur en polyéthylène téréphtalate d'ultra haut poids moléculaire contenu dans une gaine poreuse en polytétrafluoroéthylène (NE-PTFE) poreux réunis par du polyéthylène téréphtalate. Elle porte sur 42 chiens. Tous les animaux présentaient un genou stable en post opératoire immédiat. Néanmoins, les résultats à court et moyen terme sont médiocres avec

une augmentation du tiroir crânial statistiquement corrélée à une augmentation de la boiterie à 24 semaines chez près de la moitié des animaux testés. Le taux très élevé de complication ne permet donc pas de considérer cette technique comme aboutie. Une des piste évoquée par les auteurs pour expliquer ce fort taux de complication est la faible colonisation cellulaire observée dans le ligament lors des reprises chirurgicales malgré la structure adaptée du ligament.

D. Les axes d'amélioration des ligaments

a) La bio-intégration du montage ligamentaire

Le doute en revanche réside plutôt dans le comportement de la prothèse à moyen et long terme. Les ligaments modernes sont devenus très bio compatibles (Shao-bin, Qi-rong et al., 2008). A long terme, le véritable enjeu de ces prothèses est maintenant la bio-intégration.

Elles doivent, bien sûr, offrir un support pouvant résister aux efforts mécanique perçu par le LCA à court et moyen terme. A long terme cependant, elles doivent également offrir un scaffold pour la colonisation cellulaire et permettre la formation d'un néo-ligament. La colonisation par les fibroblastes au sein du ligament doit permettre de former une sorte de tampon autour des fibres qui limite les frottement entres elles et donc leurs usure. Dans un même temps, la prolifération ostéoblastique au niveau des contacts osseux renforce et rigidifie les ancrages ligamentaires. On parle de la bio-intégration du montage ligamentaire.

Les études sur la bio intégration des ligaments ont d'abord porté sur les greffes autologues. En 1999, Rodeo et al. montrent que la protéine morphogénétique osseuse humaine recombinante-2 augmente l'ostéo-intégration et les propriétés biomécaniques d'une greffe de tendon chez le chien, à 8 semaines post opératoires. En 2005, Yamakasi et al. réalisent un constat similaire à 3 semaines post opératoires en utilisant le TGF-beta1. Plus récemment encore, en 2008, Sasaki et al. observent que l'utilisation d'un facteur de stimulation granulocytaire lors de l'implantation de la greffe permet d'améliorer l'ostéogenèse, l'angiogenèse et les propriétés biomécaniques à 4 semaines post opératoires. Devant les résultats intéressant de ces essais, les études ont ensuite été réalisées sur les matériaux constituant les ligament artificiels modernes.

En 1986 déjà, Arnozky 1986 a montré que chez le chien, la colonisation par les fibroblastes d'une prothèse en Dacron à un an post opératoire est possible (figure 25). Il y a synthèse de fibres de collagène de type 1 mais pas d'orientation des fibres dans le sens des tractions malgré la structure tricotée. Cette affirmation est renforcée par l'utilisation de nouveaux matériaux plus biocompatible avec l'organisme.

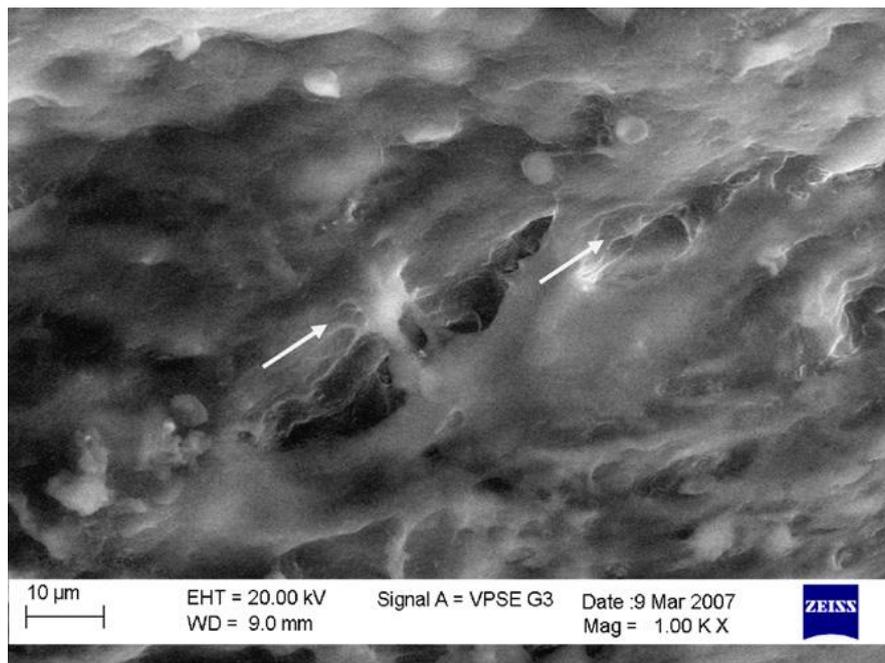
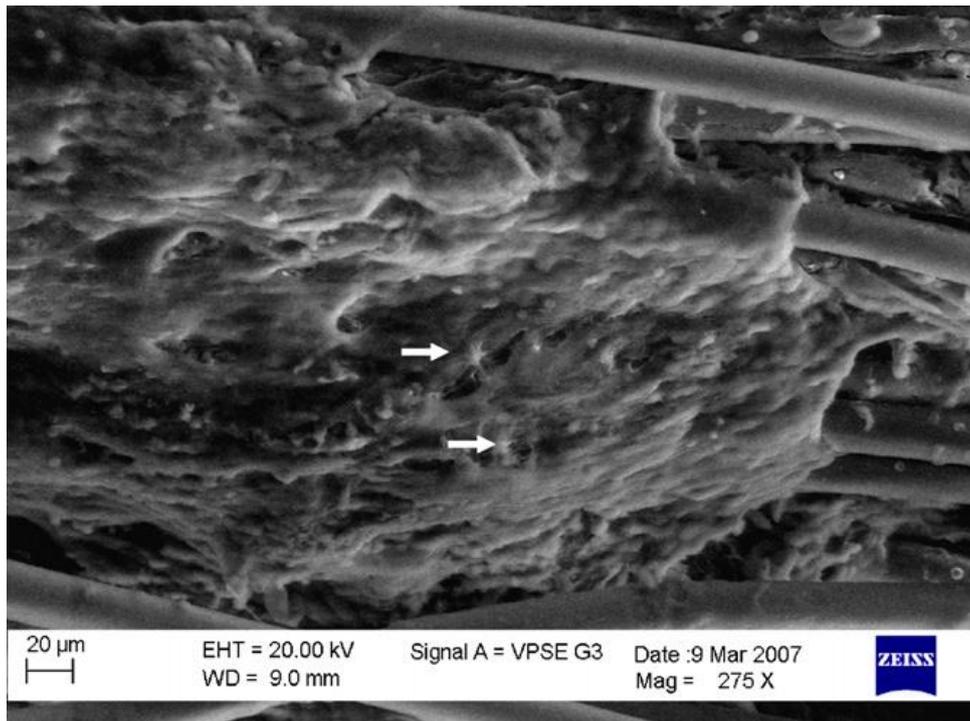


Figure 25 : Images au MEB d'un ligament LARS après 3 mois d'implantation chez une brebis d'après PAVON 2009

(Les flèches blanches montrent des fibroblastes)

En 2011, Li et al. montrent chez le lapin que l'utilisation de polyéthylène téréphtalate associé à un manteau d'hydroxyapatite permet une augmentation significative de la résistance maximale et de la rigidité du montage à deux mois post opératoire. L'examen histologique a montré l'ostéo-intégration du ligament au niveau de l'interface osseuse et la synthèse de collagène de type 1 dans la matrice du ligament. Yu 2014 montre que le ligament en polyéthylène téréphtalate est colonisé par des fibroblastes et par du tissu osseux dans les mois suivant l'implantation. On retrouve un tissu conjonctif à la fois dans la partie libre du ligament mais également au sein des tunnels osseux. Des essais de traction biomécanique sur ces montages montrent des résistances supérieures quelques mois après l'implantation.

Ceci est extrêmement intéressant car l'on sait que malgré la grande résistance du ligament, celui-ci finit toujours par se dégrader au fil du temps. Sa colonisation par des tissus pourrait permettre de support à la formation d'un néo ligament ayant une bonne résistance à long terme.

b) La pose du ligament sous arthroscopie

Un autre enjeu des ligaments artificiels est la pose en abord mini-invasif. Chez l'homme, ce traitement peut déjà être réalisé en arthroscopie, que cela soit pour la pose de ligament artificiel ou pour la pose de greffe autologue. Chez le chien aussi, cette intervention apporterait certains avantages.

L'examen arthroscopique reste l'examen de choix du diagnostic et du traitement des lésions méniscales qui doit être associée à la chirurgie du LCA. Il n'est donc pas rare de faire une exploration arthroscopique du grasset avant de réaliser une TPLO par exemple. Dans ce cadre, l'opportunité de réaliser l'ensemble de l'intervention chirurgicale en abord mini invasif est particulièrement intéressant. Il facilite le diagnostic et améliore les résultats post opératoires à court terme (Hoelzer 2004). Le risque d'infection lors d'une arthroscopie du grasset est réduit par rapport à un abord par arthrotomie. Les structures adjacentes à l'articulation comme l'artère poplitée ou les faisceaux nerveux sont épargnés.

Comme nous l'avons dit précédemment, cette technique ne prévient pas plus l'apparition de l'arthrose qu'une arthrotomie (Meyer-Lindenberg, 2003). En revanche, l'abord mini invasif de l'articulation permet une reprise post opératoire optimale et plus rapide, avec très peu de douleur (Cook. 2017).

V. Les systèmes d'ancrage

Les ligaments utilisés sont extrêmement solides. Lors des essais biomécaniques on se rend compte que le point faible du montage reste l'ancrage du ligament (Good 1990). Il existe plusieurs types d'ancrage pour les ligaments artificiels (Kurosaka 1987, Cole 2016).

A. Les boutons

Il s'agit d'une plaquette en titane ou parfois en matériel résorbable (figure 26). Elle vient s'appuyer contre la corticale et bloque le ligament. Deux fils de traction sont présents afin de permettre la pose du bouton et sont ensuite retirés lorsque le ligament est dans la position voulue.



Figure 26 : Photographie de bouton chirurgical, crédit Coveto à gauche, Arthrex à droite

B. Les broches et les agrafes.

Les broches et les agrafes sont deux systèmes d'ancrage relativement anciens et qui ne permettent pas une très bonne résistance de l'ancrage. (figure 27)

Les broches viennent s'insérer transversalement au forage et fixent le bloc osseux attaché au tendon dans le tunnel.

Les agrafes se posent dans l'os, à cheval sur le ligament à la sortie extra articulaire du tunnel osseux. Elles permettent de comprimer le ligament contre la corticale. Elles viennent en général en renforcement d'un autre système d'ancrage.

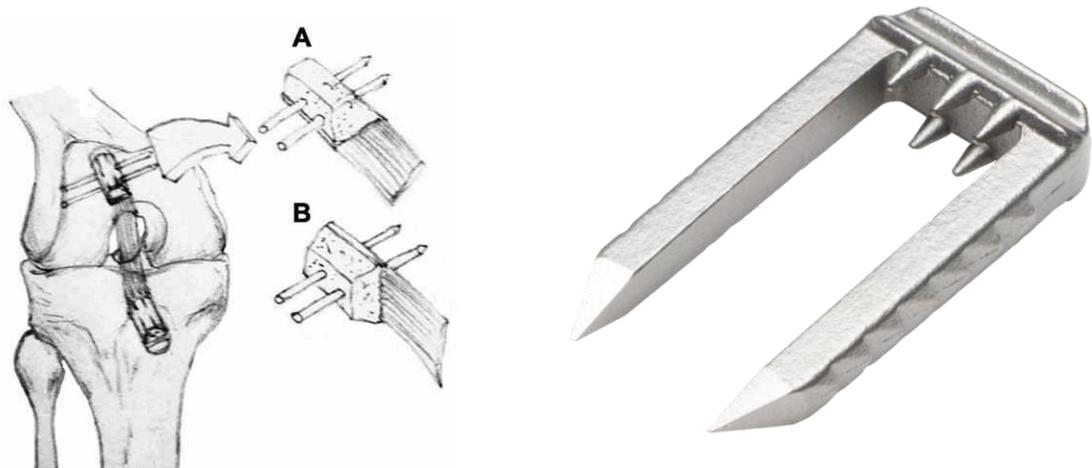


Figure 27 : Schéma d'un ancrage par pins (à gauche) et photographie d'une agrafe (à droite)

C. Les vis d'interférence

Les vis d'interférence sont le gold standard pour la fixation des greffes ligamentaire (autologues ou synthétiques). Elles ont été développées par Kurosawa dans les années 1980. (Kurosawa 1987, Patel 2018). Il en existe de nombreux modèle (figure 28). En médecine humaine, la plupart de ces vis sont maintenant en matériaux résorbables.

Elles s'insèrent au sein du tunnel osseux et viennent comprimer le ligament contre l'os. Ce sont ces frottements os-ligament qui permettent la bonne tenue du ligament. Les vis sont ogivales afin de pouvoir être introduites plus facilement et canulée afin de permettre leur montage sur une broche. Les pas de vis est large afin d'offrir plus de résistance. L'ensemble de la vis doit également être atraumatique afin de ne pas endommager le ligament lors de la pose.



Figure 28 : Photographie de vis d'interférence en titane crédit Novotech Surgery

Plusieurs études ont montré que ce système de fixation est supérieur aux autres (Patel 2018). Il s'agit aujourd'hui du gold standard en médecine humaine.

De nombreux facteurs déterminent la qualité de l'ancrage par ce type de vis (Brown 1996) tels que l'angle entre la vis et l'axe des forces de tractions (Aoki 2019) ou encore la distance entre l'ancrage et l'articulation (Bryan 1996).

Un autre facteur important de tenue des vis est la qualité de l'os (Brand 2000). Or la résistance maximale de l'os de chien semble bien supérieure à celle de l'homme : 37-67 MPa chez le chien contre 5-40 chez l'homme sur le fémur distal. (Kang 1998). Ce système de fixation est donc d'autant plus intéressant à étudier chez le chien.

PARTIE 2
Etude Expérimentale

2 Partie 2

I. Introduction

Les ligaments artificiels actuels en PET sont très performants (Yu 2014, Li 2011), l'obstacle principal à leur implantation reste le système de fixation (Good 1990). Les vis d'interférence sont le meilleur système à l'heure actuelle (Patel 2018). Néanmoins, la position précise de la vis, l'angle formé entre le tunnel osseux et l'axe du ligament, la qualité de l'os... sont autant de facteurs importants qui ont une influence directe sur la qualité de l'ancrage (Aoki 2019, Bryan 1996, Brand 2000). C'est la raison pour laquelle une caractérisation de la qualité biomécanique des montages est indispensable à réaliser chez le chien. Elle doit permettre de préciser les modalités précises de pose du ligament qui permettent une fixation optimale.

L'étude suivante vise à déterminer quel est le système de fixation le plus performant avec deux vis d'interférence situées dans des tunnel osseux forés dans l'axe normal du LCA (figure 29). Dans le premier cas, les vis sont posées de l'intérieur de l'articulation vers l'extérieur (système In-Out). Dans le second cas, elles sont posées de l'épiphyse en direction de l'articulation (système Out-In).

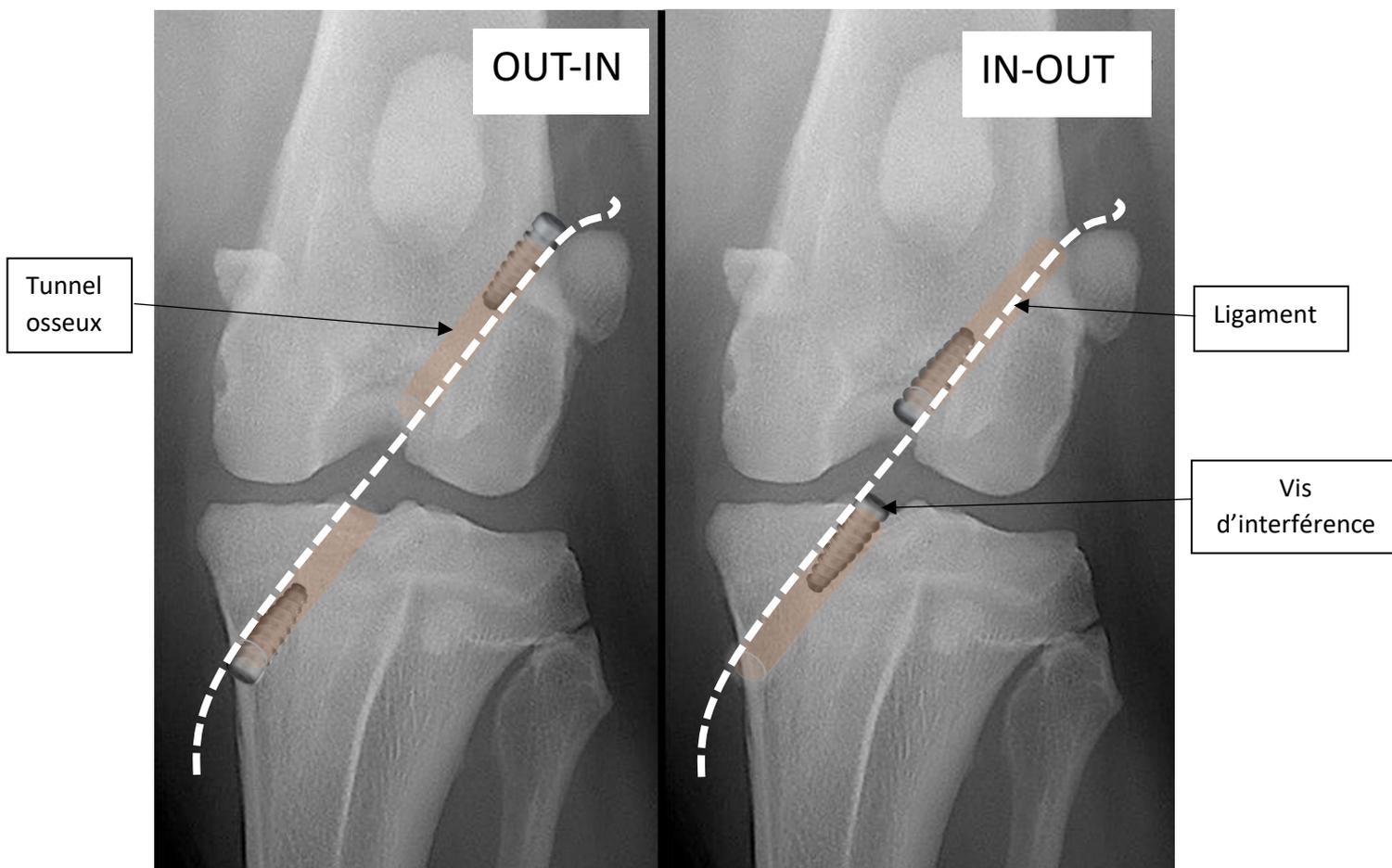


Figure 29 : Schéma des deux méthodes d'implantation des vis sur une radiographie de face d'un grasset gauche de chien (crédit : VetAgroSup)

ii. Les objectifs de l'étude

L'objectif de cette étude est d'étudier

- Le mode de rupture du montage lors des essais de traction.
- La force maximale à laquelle le montage résiste (F_{max})
- Le déplacement associé à la F_{max} (D_{pmax})
- La force associée à un déplacement de 3mm (F_{3mm})
- La rigidité du système

L'étude a été menée au sein du laboratoire de biomécanique de l'Unité ICE « Interaction – Cellules-Environnement » de l'Ecole Vétérinaire de Lyon.

III. Le matériel

A. Le ligament Novotech

Le ligament utilisé est le Novalig 8000 (figure 30) de la société Novotech Surgery.



Figure 30 : Photographie du ligament Novalig 8000 d'après Novotech Surgery

Il est constitué de fibres de UHMWPE de grade médical. D'une largeur de 8mm, sa résistance maximale est de 8000 N ce qui est bien supérieur à la résistance du ligament natif chez le chien. (Butler 1983 ; Comerford 2005)

B. Les vis d'interférence

Les vis utilisées sont des vis d'interférence de la société Novotech Surgery (figure 31). Elles sont en titanes (TA6V) et mesurent 4,5mm de diamètre par 20mm de longueur. Ce sont des vis sans tête, elles sont également canulées afin d'être guidées sur une broche de 1 mm. Elles sont visées à l'aide d'un tournevis hexagonal de 2,5mm.

La pointe est conique afin de faciliter le vissage et le filetage est « soft tissue » afin de ne pas endommager le ligament lors de la pose.



Figure 31 : Photographie des vis d'interférence utilisées lors des essais (Crédit VetAgroSup)

C. La machine d'essai

La machine de traction utilisée est une AGS-X Shimadzu 10kN XD. Elle est exploitée à l'aide du logiciel TrapeziumX. Les données sont ensuite traitées par le logiciel Rstudio et Microsoft Excel.

D. Le matériel ancillaire

a) Le matériel de base

La majorité du matériel d'implantation (figure 32) est fourni par la société Novotech Surgery et le reste par le laboratoire ICE.

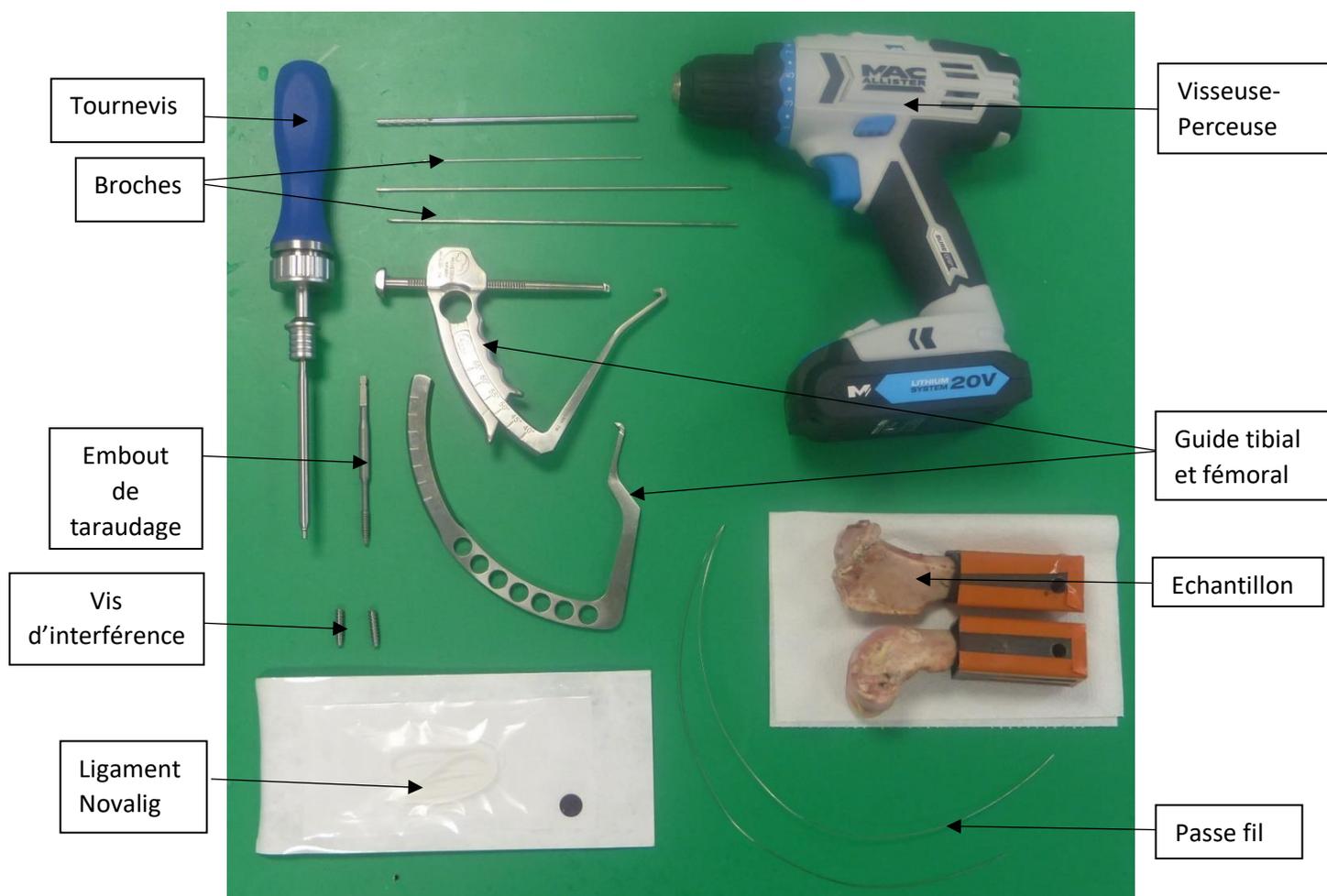


Figure 32 : Photographie du matériel d'implantation (Crédit VetAgroSup)

b) Le guide fémoral et tibial

Un guide d'implantation (figure 33) est utilisé afin de faciliter et de rendre plus contrôlable le forage des tunnels osseux. Il y a deux guides de taille différente afin d'être adaptés au fémur et au tibia. L'extrémité est positionnée sur le site d'insertion du LCA et le manchon guide est placé en compression

sur la métaphyse selon l'angle souhaité. Une broche est alors implantée et servira de guide pour le forage du tunnel osseux.

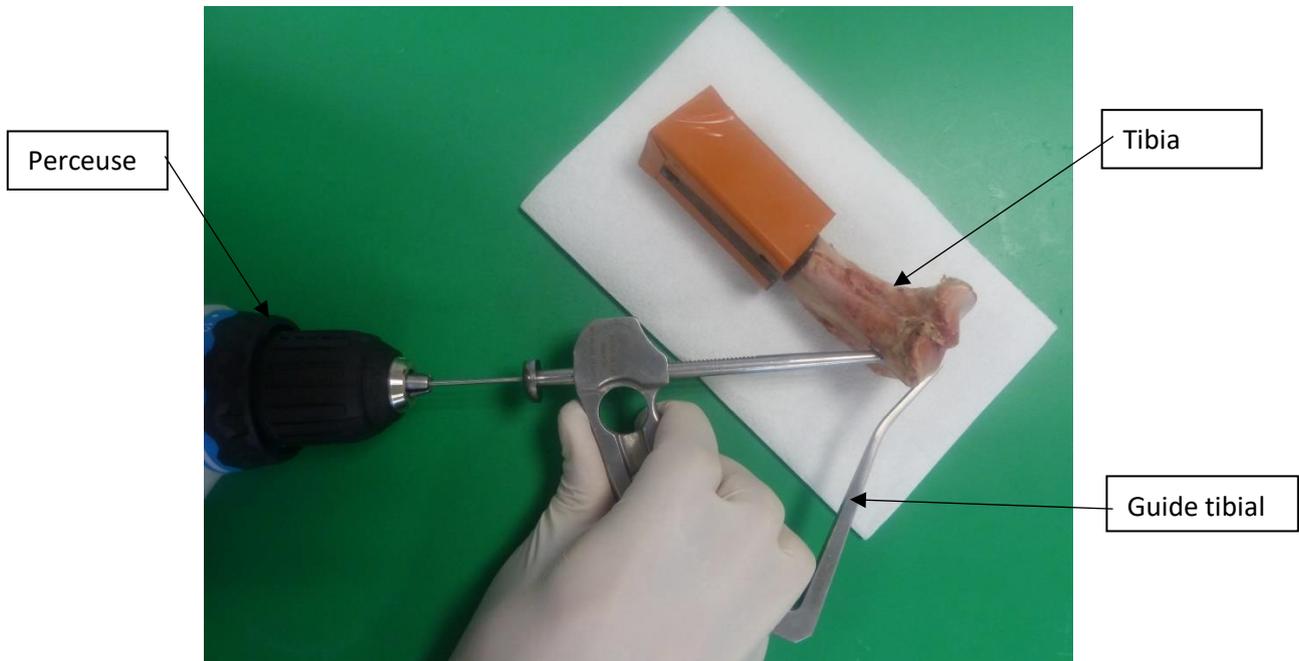


Figure 33: Utilisation du guide tibial (Crédit VetAgroSup)

IV. Méthode

A. La sélection des échantillons

14 genoux de chien ont été testés et réparti en 2 groupes de 7. Ils proviennent tous du service d'anatomie de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon ou du service d'autopsie. Ces chiens ont été euthanasiés pour diverses raisons sans lien avec notre étude. Aucun n'a subi de chirurgie du genou ou n'est connu pour avoir une lésion du LCA. Le poids moyen est $29\text{kg} \pm 2\text{kg}$.

Le poids des animaux (figure 34) est un critère d'inclusion dans l'étude. En effet, on veut comparer des animaux de taille similaire afin d'avoir des résultats comparables.

Le poids moyen dans le groupe In-Out est de $29,7 \pm 2\text{kg}$. Il est de $28,3 \pm 1,5\text{kg}$ dans le groupe Out-In. Le poids des deux groupes n'est pas significativement différent ($p\text{-value} = 0,231$).

	Groupe In-Out	Groupe Out-IN
POIDS (kg)	28	28
	28	28
	32	28
	32	26
	26	26
	31	31
	31	31
MOYENNE	29,7	28,3
ECART TYPE	2	1,6

Figure 34 : Tableau du poids des chiens utilisés lors des essais

L'âge, le sexe et la race ne sont pas des critères d'inclusion dans notre étude. Pour les essais, nous avons utilisé 3 chiens croisés, 2 de race malinois, 1 labrador retriever et 1 Berger allemand.

Les individus ont été congelés après euthanasie. Ils sont mis à décongeler 24h avant la dissection. Les échantillons sont ensuite conservés en milieu humide en sachet étanche au réfrigérateur pendant 24 à 48h. Ils sont sortis et manipulés à température ambiante peu avant la réalisation des essais. Les LCA natifs ont été évalués intacts visuellement lors de la dissection. Aucun signe d'arthrose marqué ou de remaniement osseux ne nous a contraint à éliminer d'échantillons.

Chaque échantillon constitué d'un segment proximal fémoral et un distal tibial est identifié pour les test In-Out : ION A , ION B, etc, et pour les tests Out-In : OIN A, OIN B, etc.

B. La dissection et l'inclusion en résine

L'ensemble des membres postérieurs sont prélevés sur le cadavre par dissection de l'articulation de la hanche et section des muscles d'attache du membre. L'ensemble de la musculature du membre est ensuite retiré. L'articulation du tarse est disséquée afin de ne conserver que le tibia et le fémur. On retire également la capsule articulaire, les ligaments collatéraux, les ménisques et le ligament croisé postérieur. La fibula est également retirée. Une évaluation attentive du LCA est réalisée afin de s'assurer de son intégrité (cause d'arthrose, remaniement osseux...), il est finalement retiré en ne conservant qu'une discrète épaisseur au niveau des sites d'insertion osseux. Cela a pour but de mieux visualiser la zone d'implantation du futur ligament synthétique. Le tibia et le fémur sont rigoureusement dépériostés pour permettre une bonne inclusion en résine.

Des données morphométriques sont réalisées sur le tibia et le fémur afin de s'assurer que la taille des os est bien comparable sur tous les échantillons et mieux repérer une éventuelle anomalie qui serait à l'origine de valeurs particulières lors des essais.

Le tibia est ensuite sectionné au niveau de son tiers proximal et le fémur au niveau de son tiers distal. Chaque os est inséré dans un manchon métallique de 4*4*8 cm. Il est maintenu au centre et dans l'axe du manchon puis inclus dans une résine polyol/isocyanate (figure 35). L'une des extrémités de chaque manchon est percée par un foret de 8 mm.



Figure 35 : Photographie d'une pièce anatomique incluse en résine (Crédit VetAgroSup)

C. La méthode d'implantation

Les échantillons sont sortis du réfrigérateur peu avant l'implantation afin d'être manipulé à température ambiante. Toutes les implantations ont été réalisées par le Pr Éric VIGUIER (ECVS) selon la méthode suivante.

- Le guide fémoral est positionné sur la zone d'insertion proximale du LCA et sur la métaphyse latérale du fémur. Une broche de 1mm est alors positionnée. (figure 36)

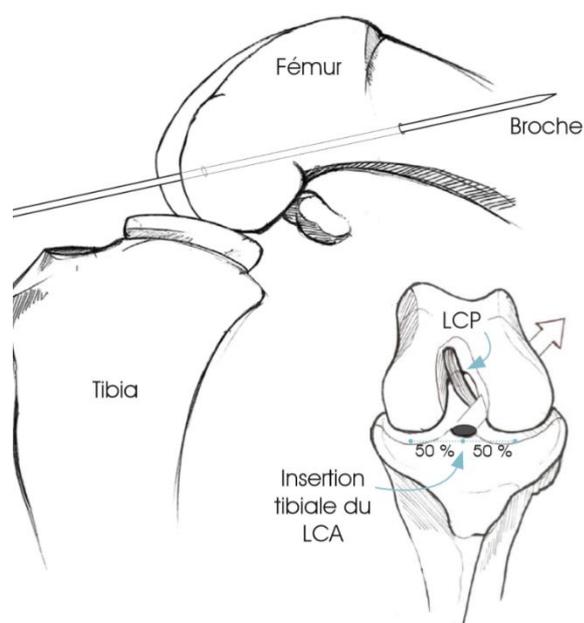


Figure 36 : Schéma de la pose de la broche guide fémorale d'après Novotech Surgery

- Un foret canulé de 4mm permet de former le tunnel osseux fémoral en utilisant la broche guide. (figure 37)



Figure 37: Photographie du forage du tunnel fémorale sur modèle plastique d'après Novotech Surgery

- Une procédure identique est réalisée sur le tibia (figure 38) en positionnant la broche guide sur l'insertion distale du LCA et sur la métaphyse médiale.

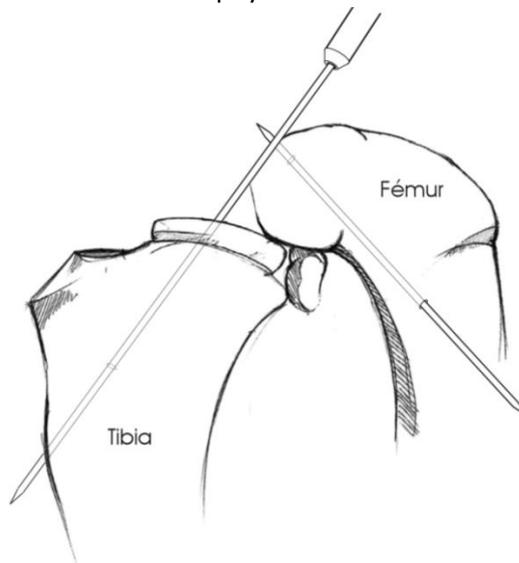


Figure 38 : Schéma de la pose de la broche guide tibiale d'après Novotech Surgery

- Les deux tunnels sont forés ; pour le fémoral de l'intérieur vers l'extérieur de l'articulation et pour le tibial de l'extérieur vers l'intérieur avec le viseur guide de perçage. Puis ils sont calibrés à la vis à l'aide d'un taraud non coupant.

- Un passe fil est introduit au sein des tunnels et permet d'y faire passer le ligament
- La vis fémorale est posée (figure 39) de la face articulaire vers la métaphyse dans le groupe In-Out et dans le sens opposé dans le groupe Out-In.

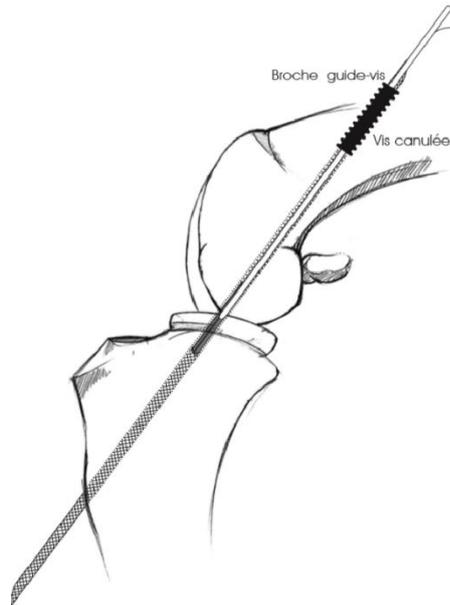


Figure 39 : Schéma de la pose de la vis fémorale en position Out-In d'après Novotech Surgery

- La vis tibiale est également posée de la face articulaire vers la métaphyse dans le groupe In-Out et dans le sens opposé dans le groupe Out-In. (figure 40)

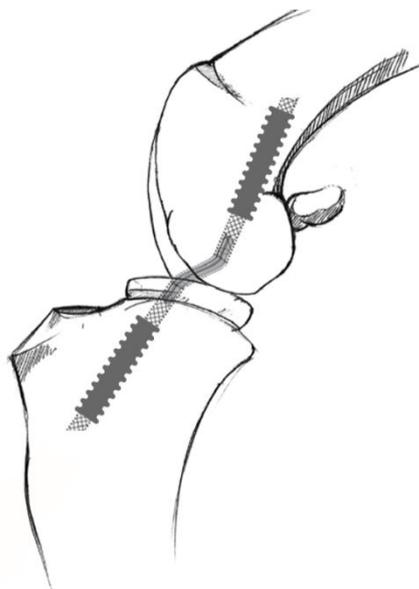


Figure 40 : Schéma du montage en position Out-In d'après Novotech Surgery

Le seconde vis est posée en imposant une légère tension sur le ligament. On s'assure qu'une portion libre suffisante du ligament est présente afin de permettre une extension totale du genou pour autoriser une position adéquate sur la machine de traction (figure 41). Les deux extrémités des manchons sont fixées par une goupille qui lors de la traction alignent et verticalisent le ligament afin de simuler une rupture en extension.



Figure 41 :Photographie d'une pièce anatomique « Out-In » lors d'un essai de traction

A : Vue crânio-latérale B : Vue caudo-médiale (Crédit VetAgroSup)

D. Le protocole de traction

Les manchons sont placés dans des étriers rigides sur la machine de traction par des broches de 7 mm. Le montage est placé en extension complète (Fémur et tibia à 180°). Une pré tension de 10 N est

appliquée à une vitesse de 1 mm/min. Le test quasi statique est ensuite réalisé. Une traction régulière à 1mm/min est exercée. Le test s'arrête lorsque que le déplacement atteint 15 mm. Une évaluation visuelle permet de déterminer le lieu du glissement ligamentaire.

E. L'acquisition des données

On enregistre la force exercée sur la traverse de la machine et le déplacement associé (proportionnel au temps) (figure 42). La fréquence d'acquisition est de 10 Hz.

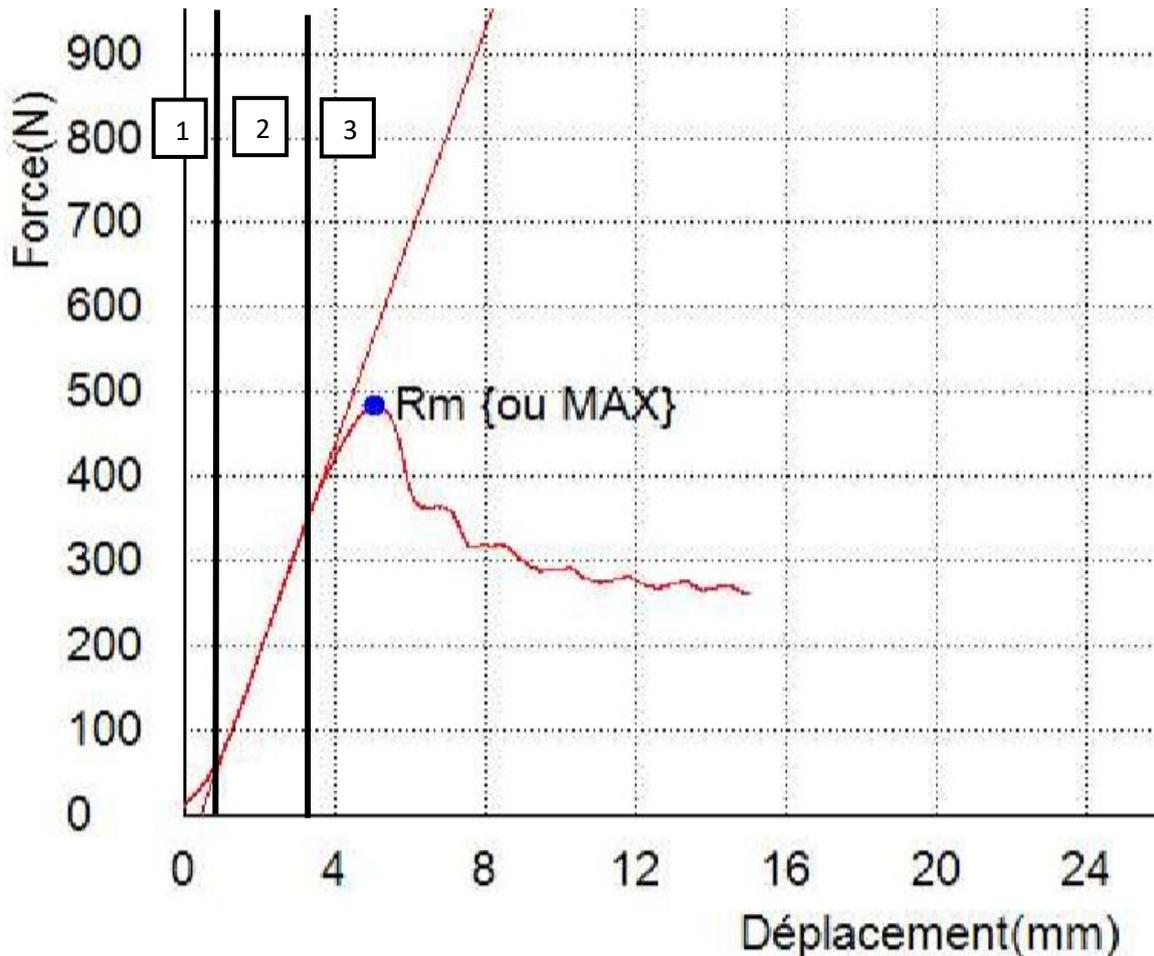


Figure 42 : Courbe Force/Déplacement d'un essai de traction In-Out en régime quasi statique

Phase 1 : Phase de mise en tension et d'alignement des fibres au sein du ligament. Il n'y a pas de glissement.

Phase 2 : Phase linéaire de déformation élastique. Elle permet de caractériser la rigidité du montage

Phase 3 : Phase de premier glissement, atteinte de la résistance maximale du montage puis phase plateau de glissement du ligament.

La rigidité est évaluée par une droite que l'on ajuste visuellement sur la phase linéaire de la traction. Elle correspond à la pente de cette droite.

F. Contrôle radiographique

Après les essais, les montages sont radiographiés afin de vérifier le bon positionnement des vis au sein des tunnels et leurs intégrités (figure 43). On vérifie également l'absence de fracture osseuse. Deux vues orthogonales ont été réalisées pour chaque montage. Aucune anomalie n'a été remarquée

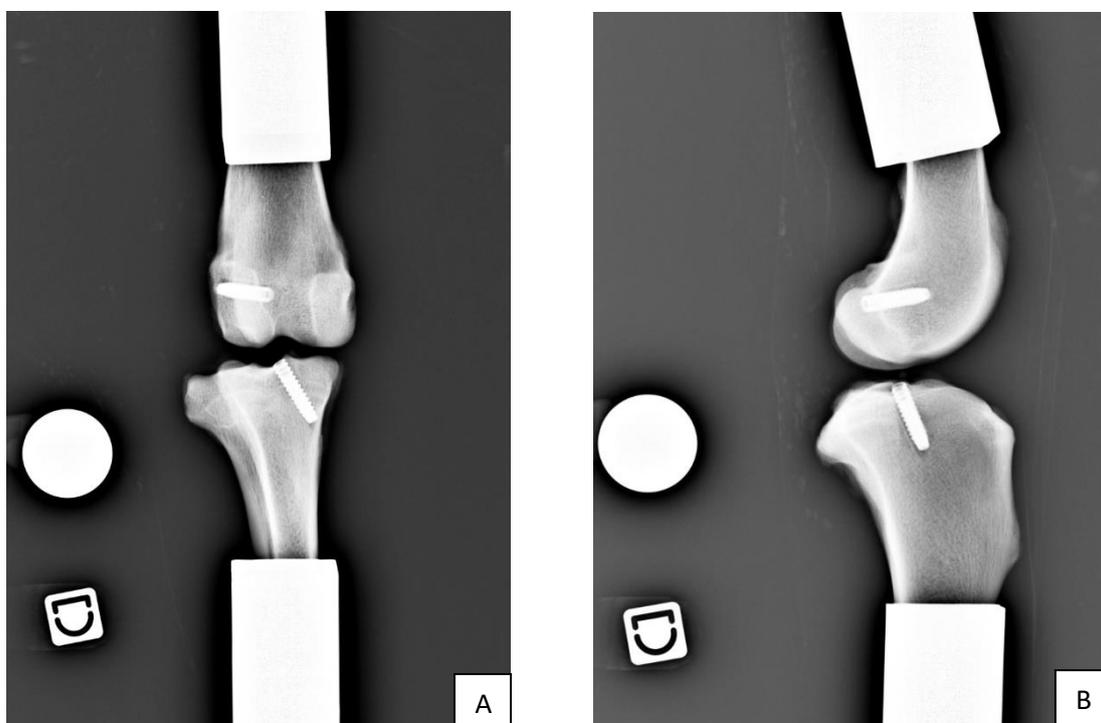


Figure 43 : Radiographie d'un montage In-Out après traction

A : vue de face B : vue de profil (Crédit VetAgroSup)

V. Résultats

Toutes les implantations ont été réalisées avec succès, la procédure ex vivo ne présente pas de difficulté majeure.

Les résultats sont présentés dans les figures 44 et 45.

Montage à deux vis d'interférence en "In-Out"									
	ION A	ION B	ION C	ION D	ION E	ION F	ION G	Moyenne	Ecart-types
F3mm (mm)	349	305	238	316	336	238	281	294,71	44,41
Glissement	Tibial								
Rm (N)	434	424	367	482	511	621	724	509,00	124,17
Dpm à Rm (mm)	6,4	5,1	5	5,2	9,8	8,2	9	6,96	2,02
Rigidité(N/mm)	163	112	92	115	132	98	91	114,71	25,81

Figure 44 : Tableau des propriétés biomécaniques des montages « In-Out »

Montage à deux vis d'interférence en "Out-In"									
	OIN A	OIN B	OIN C	OIN D	OIN E	OIN F	OIN G	Moyenne	Ecart-types
F3mm (mm)	11	44	88	188	195	185	238	135,57	86,97
Glissement	Tibial								
Rm (N)	425	352	352	568	513	535	548	470,43	92,77
Dpm à Rm (mm)	26,5	7,4	5,1	7,7	7,7	15	6,7	10,87	7,57
Rigidité (N/mm)	76	86	148	90	69	76	86	90,14	26,55

Figure 45 : Tableau des propriétés biomécaniques des montages « Out-In »

On observe que l'ensemble des glissements ont eu lieu sur la fixation tibiale entre la vis et l'os.

La force de traction pour 3 mm d'allongement **F3mm** est très significativement supérieure pour les fixations In-Out. Un test non paramétrique de Mann-Whitney montre une p-value de 0.0031.

La force de traction maximale de rupture du montage n'est pas significativement différente dans les deux groupes. Le test statistique met en évidence une p-value de 0.7980.

Le déplacement moyen associé à la valeur de résistance maximale n'est pas significativement différent entre les deux groupes. La p-value égale à 0.40519

La rigidité semble supérieure au sein du groupe In-Out, toutefois l'analyse statistique ne montre pas de différence significative : p-value=0,0211. Il faudrait augmenter la taille de l'échantillon pour pouvoir étudier les différences sur ce paramètre

VI. Observation générale lors de l'étude

Lors de la phase d'implantation, nous avons observé que la durée de cette phase a légèrement évolué au cours de l'étude. Initialement l'opérateur mettait 25 min à implanter le ligament. A la fin de l'étude 15 min étaient suffisantes. Si la durée d'implantation s'est améliorée, les données biomécaniques obtenues au sein d'un même groupe sont stables au fil des essais. Nous mettons cela en lien avec le fait que l'opérateur avait déjà implanté de nombreux ligaments dans des conditions similaires sans lien direct avec cette étude. L'effet d'une éventuelle courbe d'apprentissage de l'opérateur peut donc être négligé.

Lors de la phase de vissage, nous avons à plusieurs reprises observé de discrètes sections du ligament par la vis d'interférence au niveau de la zone de contact entre la vis et l'os cortical (figure 46). Le diamètre des tunnels osseux était pourtant conforme aux recommandations pour ce type de vis. Cela suggère que le design de la vis pourrait être amélioré afin de la rendre plus mousse et de ne pas entailler le ligament. Ces déchirures sont néanmoins peu fréquentes et discrètes. Elles ont été observées aussi bien lors du placement des vis en position Out-In qu'en position In-Out. Nous considérons qu'elles n'altèrent en rien les caractéristiques du montage et sont négligées dans la suite de l'étude.

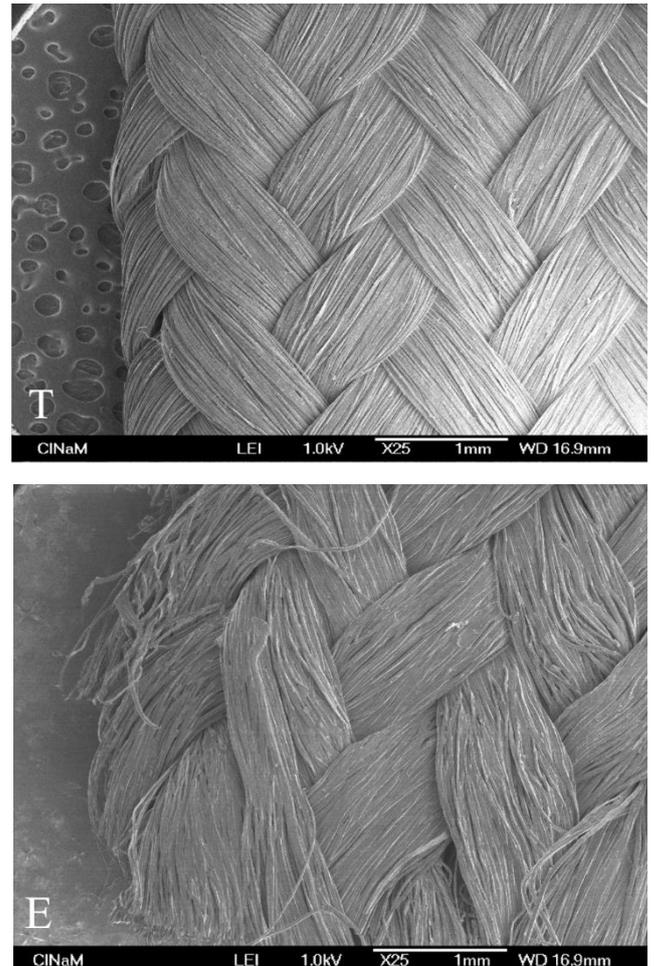
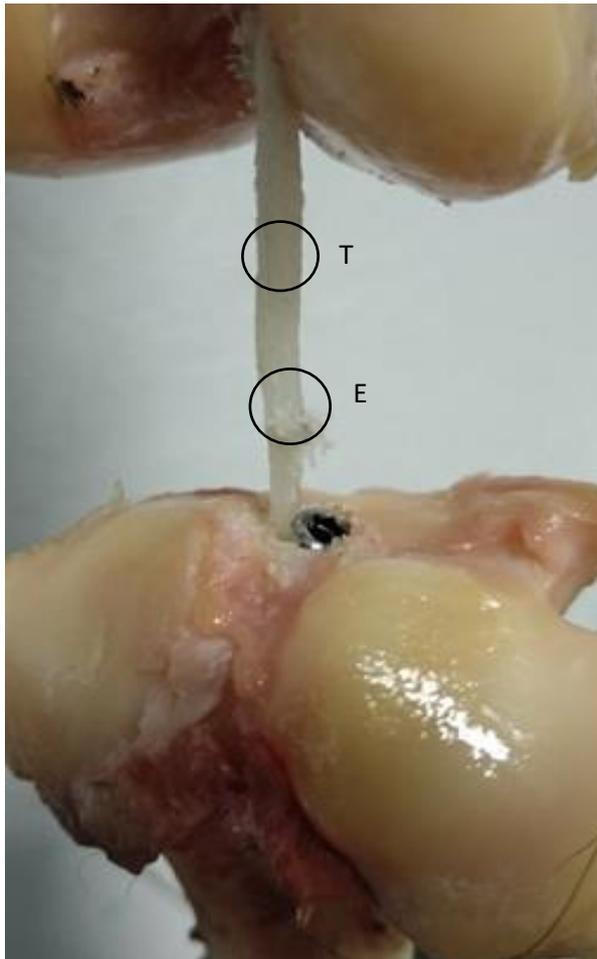


Figure 46 : Photographie d'un montage In-Out après traction avec agrandissement du ligament au MEB 25 fois (crédit Bastien GOIN)

VII. Discussion

Le but de cette étude était d'étudier et de comparer deux systèmes d'ancrage ligamentaire, l'un avec des vis d'interférence placées en In-Out et l'autre des vis d'interférences placées en Out-In.

A. Le mode de rupture

Dans tous les essais, quel que soit le groupe, on observe le même type mode de rupture. Il s'agit d'un glissement du ligament. Le point faible du montage n'est donc pas le ligament lui-même mais le système d'ancrage (Good 1990).

De plus, lors de chacun des essais, nous avons localisé le glissement au niveau du tunnel tibial. Cet ancrage est donc moins solide que l'ancrage fémoral. Trois facteurs principaux peuvent faire varier la qualité de la fixation par une vis d'interférence.

- L'angle formé entre la vis elle-même et l'axe de traction (le ligament) (Aoki 2019)
- La position In-Out ou Out-In (effet coin, et partie libre du ligament) (Brian 1996)
- La qualité de l'os (Brand 2000)

Dans ce cas particulier, le tunnel osseux est foré dans l'axe du ligament natif. Ainsi l'angle formé entre la vis et le ligament est proche de 0° aussi bien du côté tibial que du côté fémoral. Ce n'est donc pas la cause de la résistance supérieure de l'ancrage fémoral.

De la même façon, les position In-Out ou Out-In sont similaires en région tibiale et en région fémorale au sein d'un même groupe et ne peuvent être à l'origine de cette différence.

Cette différence de résistance des deux ancrages est donc certainement due à une différence dans la qualité de l'os. Il existe des études qui caractérisent les propriétés biomécaniques de la corticale fémorale du chien (Autefage 2012). Mais l'absence d'étude similaire sur l'os cortical tibial ne permet pas d'en faire la comparaison. A notre connaissance, aucune étude ne vise à faire cette comparaison chez le chien.

Toutefois, cette comparaison a été menée sur l'os spongieux (Vahey 1987, Khun 1989, KANG 1998). Elle montre que l'os spongieux fémoral distal est plus dense et possède une meilleure résistance en compression que l'os spongieux tibial. Ceci est sans doute un des facteurs explicatifs de la meilleure tenue de l'ancrage fémoral par rapport à l'ancrage tibial observée dans notre étude.

B. La rigidité

La rigidité du montage correspond au module de Young. Ce dernier est égal à la pente de la phase linéaire de l'essai. Les rigidités ne sont pas significativement différentes au sein des 2 groupes. Une étude similaire réalisée avec des montages de type « over the top » a montré une rigidité de 109.8 +/- 15.4 N/mm (Butler) chez le chien adulte. Ce résultat est très similaire aux rigidités obtenues dans notre étude en position In-out comme en position Out-In.

La rigidité du montage reste faible en comparaison de celle du LCA natif. Celle-ci est estimée à 356.8 +/- 30.3 N/mm dans l'étude de Butler et à 225 +/- 36 N/mm dans nos propres données (Donnée non encore publiées)

C. La résistance maximale

Comme c'est systématiquement la fixation tibiale qui fait défaut, la résistance maximale du montage correspond en réalité à la résistance maximale de l'ancrage tibial.

Cette résistance maximale n'est pas significativement différente dans chaque groupe : p-value=0,798

En pratique on observe que cette résistance maximale est obtenue lorsque le déplacement de la traverse atteint en moyenne 7 +/- 2mm dans le groupe In-Out et 10,9 +/- 7,6mm dans le groupe Out-In.

Ces valeurs correspondent à un signe du tiroir qui ne permet pas au genou de fonctionner de façon adéquate. En pratique, on considère que le tiroir limite acceptable est de 3 mm pour un chien de la gamme de poids choisi pour cette étude (Loutzenheiser 1995, Barnhart 2016). C'est la raison pour laquelle on ne discutera que des résistances associées à 3mm de déplacement. On note que cette valeur limite est relativement « prudente », en effet, une étude montre un tiroir de 4.7 mm +/-0.2 et de 4.1 mm +/-0.1 respectivement chez le labrador retriever et chez le greyhound (Comerford 2005)

D. La résistance à 3mm

Lors des essais, la Force associée à 3mm de déplacement est significativement supérieure dans le groupe In-Out (p-value=0,0031). Nous avons mis en évidence un facteur 2 entre ces deux valeurs. Nous mettons trois arguments en avant qui expliquent cette différence :

a) La qualité de l'os

Nous avons déjà évoqué le fait que la qualité de l'os est un facteur important de la résistance d'une vis d'interférence. Or les vis utilisées dans cette étude sont essentiellement mono-corticales. Dans le groupe In-Out, la tenue de la vis tibiale dépend donc principalement de la qualité osseuse du plateau tibial. Dans le groupe Out-In au contraire, elle dépend de la qualité de la corticale médiale du tibia.

D'après la théorie du remodelage osseux décrit par Wolf en 1892 (Wolf 1892), « Le degré de minéralisation de l'os est proportionnel à sa sollicitation mécanique. ». On peut aisément imaginer que le plateau tibial est une zone qui supporte des contraintes particulièrement importantes (figure 47) notamment lors de l'activité physique.

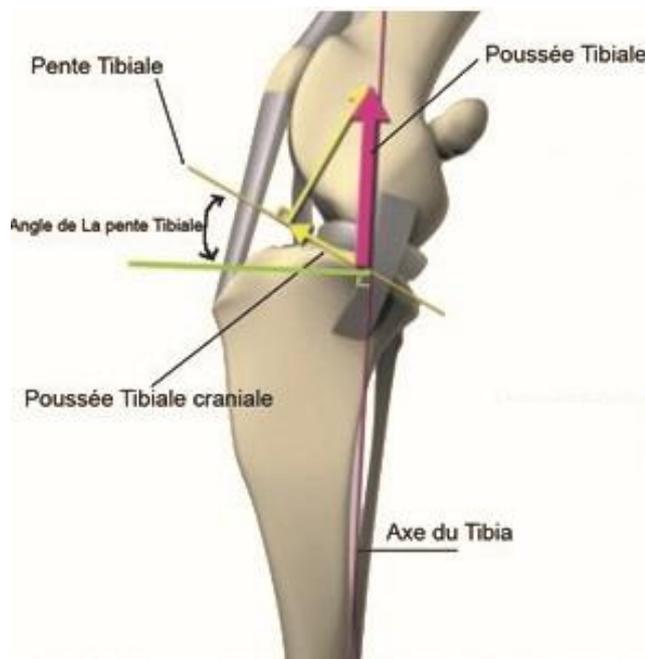


Figure 47 : Schéma des forces exercées sur le plateau tibial en station debout (d'après Kim, Pozzi et al., 2008)

La corticale du plateau tibial subit donc certainement un remodelage positif qui la rend plus minéralisée, plus dense et plus épaisse que la corticale médiale de la métaphyse. Ceci contribuerait à expliquer la supériorité en l'ancrage tibial en système In-Out.

Hélas, la majorité des études sur les propriétés mécaniques de l'os se concentrent sur le fémur distal (Autefage 2012; Vahey 1987 ; Khun 1989 ; KANG 1998). A notre connaissance, aucune étude n'a été menée dans le but de décrire la biomécanique de l'os cortical du plateau tibial chez le chien. De plus, il a été montré qu'il y a de grandes variations qualitatives de l'os en fonction des espèces (Aerssens 1998). On ne peut donc pas extrapoler les résultats d'autres études réalisées chez l'homme par exemple. Une étude complémentaire dans l'espèce canine serait nécessaire à la vérification de cette hypothèse.

b) L'effet coin de la vis d'interférence

Le deuxième point qui peut expliquer la meilleure tenue de la vis tibiale en In-Out est « l'effet coin » permis par la forme ogivale de la vis (figure 48 et 49).

En effet, lorsque le ligament est mis en tension sur le tibia, la position In-Out de la vis tibiale crée une forme de goulot d'étranglement qui contribue à retenir plus efficacement le ligament.

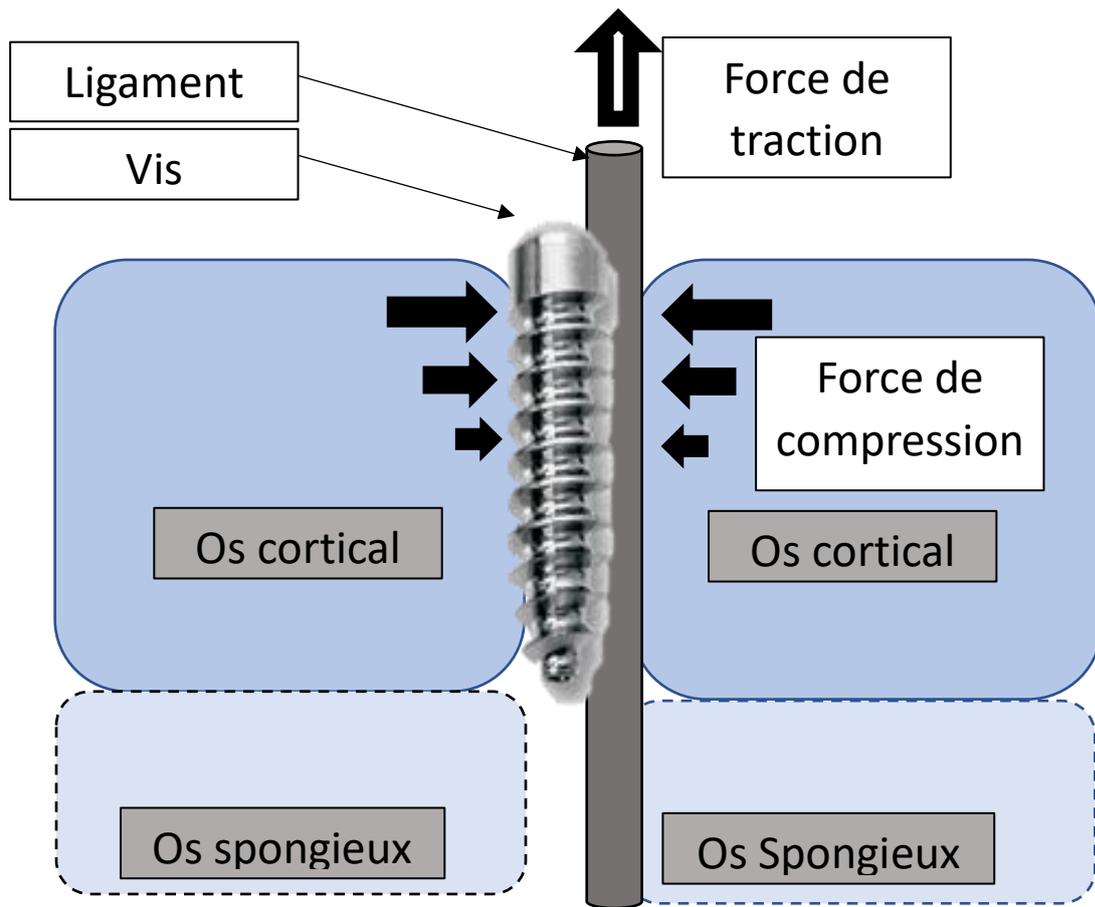


Figure 48 : Schéma des forces de compression sur la vis tibiale placée en position In-Out et « effet coin »

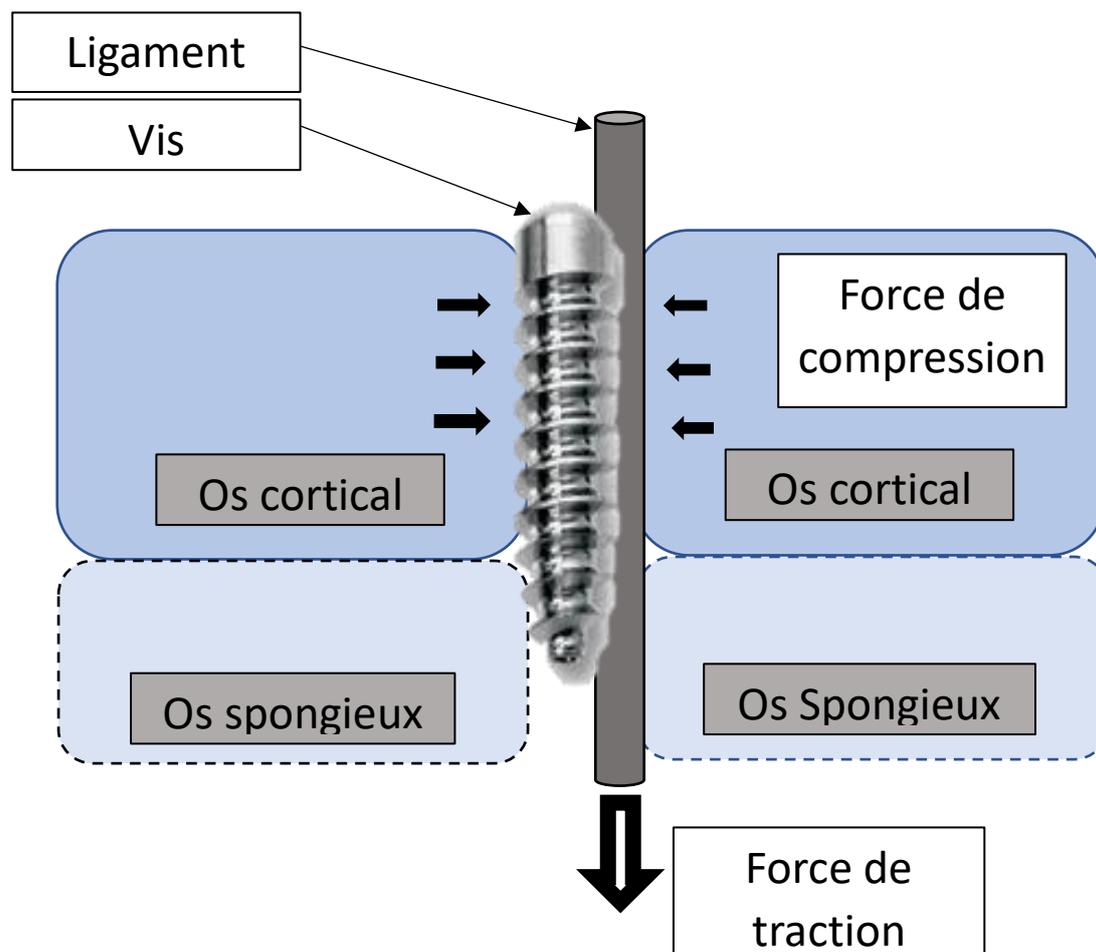


Figure 49 : Schéma des forces de compression sur la vis tibiale placée en position Out-In

Ce mécanisme contribue donc à la meilleure tenue de l'ancrage tibial du ligament en position In-Out. Le même type de résultats est rapporté dans une étude cadavérique sur le genou bovin qui compare également la fixation In-Out avec la fixation Out-In. (Barbier 2015, Bryan 1996)

c) La partie libre du ligament

La troisième différence que l'on peut observer entre les deux montages est la longueur de la partie libre du ligament. Dans le système Out-In, l'ancrage est réalisé à distance de l'articulation. Au contraire, l'ancrage In-Out bloque le ligament directement au niveau de la corticale articulaire. Or, plus l'ancrage est proche de l'articulation et plus la partie libre du ligament est courte. L'élasticité globale du montage diminue et permet donc un allongement moins important (Scheffler 2002; Bryan 1996).

Ceci peut ainsi expliquer en partie la résistance supérieure observée à 3mm de l'ancrage In-Out dans cette étude.

E. La phase de mise en tension des fibres.

Dans le comportement initial des courbes, on voit que la phase 1 : mise en tension et alignement des fibres est relativement longue en particulier dans le groupe Out-In, et représente une part non négligeable du déplacement lors des essais de traction. Un des objectifs d'une implantation réussie serait de minimiser cette phase primaire pour entrer directement dans un régime de déformation élastique (phase linéaire). L'utilisation d'un tenseur lors de la pose pourrait permettre de de contraindre les fibres qui composent le ligament à s'ajuster dès la phase d'implantation.

La pré-tension utilisée lors des essais de 10N est relativement faible. La force moyenne exercée sur le membre postérieur lors de la marche est d'environ 30% de son poids. Soit environ 100N pour un chien de 30 kg. Une pré-tension plus élevée aurait sans doute pu permettre de s'affranchir de la phase 1 et de maximiser nettement les forces à 3mm.

F. Les limites de l'étude.

Nous sommes conscients que cette étude présente certaines limites comme le faible nombre d'échantillons testés. Les essais ont dû être conduits sur des chiens de plusieurs races ce qui implique des variations de format, de musculature, et pourrait induire une dispersion des valeurs. Nous devons également prendre en compte qu'un matériel osseux qui a été congelé n'a pas nécessairement le même comportement qu'un tissu vivant.

Nous n'avons utilisé aucun animal en croissance durant cette étude, il est cependant probable qu'un tel individu présenterait des résistances bien plus faibles du fait d'une minéralisation plus faible et de la présence des plaques de croissance en région métaphysaires plus fragiles que le reste de l'os (Butler 1983).

VIII. Conclusion

Cette étude montre qu'un système d'ancrage d'un ligament artificiel utilisant deux vis d'interférence disposées en In-Out permettent une meilleure résistance initiale en traction qu'un montage en position Out-In pour des valeurs compatibles à une stabilisation du grasset acceptable.

Au trot, l'appui postérieur d'un chien représente 65% de son poids soit environ 200 N pour des chiens de ce gabarit (Kim 2012). Il semble donc possible d'obtenir des résistances suffisantes avec deux vis In-Out pour un chien au repos mais pas nécessairement pour un chien en activité intense. Il est donc prématuré d'effectuer des essais cliniques sur ce montage.

Néanmoins, il a été montré que la résistance du montage peut augmenter in vivo à 4 semaines post opératoire (Li 2011). Nous avons également montré dans une étude précédente (Blanc 2019) qu'un système à 4 vis en Z est plus résistant qu'un simple montage à deux vis (Barbier 2015). Il serait donc possible d'associer l'implantation In-Out à un retour fémoral et à un retour tibial pour augmenter la résistance globale. Nous pensons que l'utilisation d'un tenseur lors de l'implantation est également une piste notable d'amélioration du système.

D'autres études complémentaires semblent nécessaires avant de réaliser des implantations In vivo. Nous pensons néanmoins que la possibilité de traiter efficacement les ruptures du LCA en abord mini invasif et par un ligament artificiel reste prometteuse.

3 BIBLIOGRAPHIE

1. **ADAMS D. R.** : Musculoskeletal system : pelvic limb, in *Canine anatomy : a systemic study*, 3rd Edn. Blackwell, Iowa, 2001, 83-112
2. **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.
3. **AERSSENS**, Jeroen, Steven Boonen, Geert Lowet, et Jan Dequeker. « Interspecies Differences in Bone Composition, Density, and Quality: Potential Implications for in Vivo Bone Research ». *Endocrinology* 139, n° 2 (1 février 1998): 663-70.
4. **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.
5. **AHIA L.H.**, NEWMAN N.M., ST GEORGES M. Innervation of the canine cruciate ligaments. A neurohistological study. *Anat. Histol. Embryol.*, 1992, 21, 1-8.
6. **AMIEL D**, Kleiner JB, Roux RD, et al. The phenomenon of "ligamentization": anterior ligament reconstruction with autogenous patellar tendon. *J Orthop Res* 1986; 4: 162–172.
7. **AOKI**, Akira, Shinji Imade, et Yuji Uchio. « Effect of the Positional Relationship between the Interference Screw and the Tendon Graft in the Bone Tunnel in Ligament Reconstruction ». *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)* 27, n° 1 (avril 2019): 2309499018822226.
8. **ARCAND M.A.**, RHALMI S., RIVARD C.H. Quantification of mechanoreceptors in the canine anterior cruciate ligament. *Int. Orthop.*, 2000, 24, 272-275.
9. **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.
10. **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.
11. **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.
12. **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.
13. **ARNOCZKY S. P.**, R. F. Warren, et J. P. Minei. « Replacement of the Anterior Cruciate Ligament Using a Synthetic Prosthesis. An Evaluation of Graft Biology in the Dog ». *The American Journal of Sports Medicine* 14, n° 1 (février 1986): 1-6.
14. **ARNOCZKY S. P.** : the cruciate ligament: the enigma of the canine stifle, *J. Small Anim. Pract.* , 1988, 29 ,71-90
15. **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.
16. **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.
17. **AUSTIN K.S.**, SHERMAN O.H. Complications of arthroscopic meniscal repair. *Am. J. Sports Med.*, 1993, 21, 864–868.
18. **AUTEFAGE A.** (1995). Pathophysiologie et Diagnostic de l'Ostéoarthrose. In: Autefage A. Proceedings of a conference on: Journées Thématiques "Les Affections Articulaires", Centre des Congrès de Laval (Québec),

19. **AUTEFAGE**, A., S. Palierne, C. Charron, et P. Swider. « Effective Mechanical Properties of Diaphyseal Cortical Bone in the Canine Femur ». *Veterinary Journal (London, England: 1997)* 194, n° 2 (novembre 2012): 202-9.
20. **BALLAGAS AJ**, MONTGOMERY RD, HENDERSON RA, GILLETTE R. Pre- and postoperative force plate analysis of dogs with experimentally transected cranial cruciate ligaments treated using tibial plateau leveling osteotomy. *Vet.Surg.*, 2004, 33, 187-190.
21. **BARBIER**, Olivier, Sandra Guérard, Philippe Boisrenoult, et Patricia Thoreux. « Biomechanical Evaluation of Four Femoral Fixation Configurations in a Simulated Anterior Cruciate Ligament Replacement Using a New Generation of Ligament Advanced Reinforcement System (LARS™ AC) ». *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology: Orthopedie Traumatologie* 25, n° 5 (juillet 2015): 905-11.
22. **BARNHART**, Matthew D., Karl Maritato, Kemal Schankereli, Harry Wotton, et Steven Naber. « Evaluation of an Intra-Articular Synthetic Ligament for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs: A Six-Month Prospective Clinical Trial ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 29, n° 6 (2016): 491-98.
23. **BARONE R.** (2010). *Anatomie Comparée des Mammifères Domestiques. Tome 1: Ostéologie.* ENVL, Lyon
24. **BARONE R.** (2000). *Anatomie Comparée des Mammifères Domestiques. Tome 2: Arthrologie et Myologie.* ENVL, Lyon
25. **BARONE R.** (2012). *Anatomie Comparée des Mammifères Domestiques. Tome 5: Angiologie.* ENVL, Lyon
26. **BARONE R.** (2004). *Anatomie Comparée des Mammifères Domestiques. Tome 6: Neurologie.* ENVL, Lyon
27. **BENNETT D.**, MAY C. Meniscal damage associated with cruciate disease in the dog. *J. Small Anim. Pract.*, 1991, 32, 111-117.
28. **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.
29. **BLANC**, Q, B Gouin, P Rafael, P Moissonnier, C Carozzo, P Buttin, T Cachon, et E Viguier. « Effect of the Number of Interference Screws for the Fixation of an Intra- Articular Cranial Cruciate Ligament Prosthesis in Dogs: Biomechanical Study. », s. d., 2.
30. **BOLTON**, W., et B. Bruchman. « Mechanical and Biological Properties of the GORE-TEX Expanded Polytetrafluoroethylene (PTFE) Prosthetic Ligament ». *Aktuelle Probleme in Chirurgie Und Orthopadie* 26 (1983): 40-51.
31. **BRAND**, J. C., D. Pienkowski, E. Steenlage, D. Hamilton, D. L. Johnson, et D. N. Caborn. « Interference Screw Fixation Strength of a Quadrupled Hamstring Tendon Graft Is Directly Related to Bone Mineral Density and Insertion Torque ». *The American Journal of Sports Medicine* 28, n° 5 (octobre 2000): 705-10.
32. **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.
33. **BROWN**, G. A., F. Peña, T. Grøntvedt, D. Labadie, et L. Engebretsen. « Fixation Strength of Interference Screw Fixation in Bovine, Young Human, and Elderly Human Cadaver Knees: Influence of Insertion Torque, Tunnel-Bone Block Gap, and Interference ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA* 3, n° 4 (1996): 238-44.
34. **BRYAN**, James M., Bernard R. Bach, Charles A. BushJoseph, Ian M. Fisher, et K.Y. Hsu. 1996. « Comparison of “inside-out” and “Outside-in” Interference Screw Fixation for Anterior Cruciate Ligament Surgery in a Bovine Knee ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 12 (1): 76-81

35. **BUOTE N**, Fusco J and Radasch R (2009). "Age, tibial plateau angle, sex, and weight as risk factors for contralateral rupture of the cranial cruciate ligament in Labradors." *Vet Surg* 38(4): 481-489.
36. **BUTLER**, David L., Donald A. Hulse, Matthew D. Kay, Edward S. Grood, Peter K. Shires, Robert D'Ambrosia, et Hiromu Shoji. « Biomechanics of Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in the Dog II. Mechanical Properties ». *Veterinary Surgery* 12, n° 3 (juillet 1983): 113-18.
37. **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
38. **CAROBBI B.**, NESS G. Preliminary study evaluating test used to diagnose canine cranial cruciate ligament failure. *J. Small Anim. Pract.*, 2009, 50, 224-226
39. **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.
40. **CARLIN I.** Ruptur des ligamentum cruciatum anterius im Kniegelenk beim Hund. *Arch f. Wissenench u. Prakt. Tierheilk* 54, 420 (1926)
41. **CHAUVET AE**, JOHNSON AL, PIJANOWSKI GJ, HOMCO L, SMITH RD. Evaluation of Fibular Head Transposition, Lateral Fabellar Suture, and Conservative Treatment of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Large Dogs: A Retrospective Study. *J.Am.Anim.Hosp.Assoc.*, 1996, 32, 247-255.
42. **CHILDER H.E.** New methods for cruciate ligament repair: II. Repair by suture technique. *Mod. Vet. Pract.*, 1966, 47, 59-65.
43. **CIAPINI G.** 2018 Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with LARS Artificial Ligament- Clinical Results after a Long-Term Follow-Up. *Parchi PD1*,
44. **COLE**, Brian J., Eli T. Sayegh, Adam B. Yanke, Peter N. Chalmers, et Rachel M. Frank. « Fixation of Soft Tissue to Bone: Techniques and Fundamentals ». *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 24, n° 2 (février 2016): 83-95.
45. **COMERFORD**, Eithne J., John F. Tarlton, John F. Innes, Kenneth A. Johnson, Andrew A. Amis, et Allen J. Bailey. « Metabolism and Composition of the Canine Anterior Cruciate Ligament Relate to Differences in Knee Joint Mechanics and Predisposition to Ligament Rupture ». *Journal of Orthopaedic Research* 23, n° 1 (2005): 61-66.
46. **COMERFORD EJ**, Smith K and Hayashi K (2011). "Update on the aetiopathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease." *Vet Comp Orthop Traumatol* 24(2): 91-98.
47. **COMTE A.** Thèse : Contribution à l'étude de l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial chez le chien : étude rétrospective des résultats et des complications sur 38 cas. *VetAgroSup* 2013
48. **CONZEMIUS MG**, EVANS RB, FAULKNER BESANCON M, GORDON WJ, HORSTMAN CL, HOEFLE WD 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, 232-236.
49. **COOK JL.** Update on tighrope results: The first 2 years. In : *Proceedings of the American College of Veterinary Surgery*. Washington DC, October 8–10, , 2009.
50. **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.
51. **COOK**, James L., Pat Smith, James P. Stannard, Ferris Pfeiffer, Keiichi Kuroki, Chantelle C. Bozynski, et Cristi Cook. « A Canine Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Model for Study of Synthetic Augmentation of Tendon Allografts ». *The Journal of Knee Surgery* 30, n° 7 (septembre 2017): 704-11.

52. **CORR SA, BROWN C.** A comparison of outcomes following tibial plateau levelling osteotomy and cranial tibial wedge osteotomy procedures. *Vet.Comp.Orthop.Traumatol.*, 2007, 20, 312-319.
53. **DAMUR DM, Tepic S, Montavon PM:** Proximal tibial ostectomy for the repair of cranial cruciate-deficient stifle joints in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 16:211, 2003
54. **DANDY, D. J.** « Historical Overview of Operations for Anterior Cruciate Ligament Rupture ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 3, n° 4 (1 mars 1996): 256-61.
55. **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.
56. **DENG, Kunxue, Xun Ye, Yaya Yang, Man Liu, Ali Ayyad, Yuanli Zhao, Yuyu Yuan, Jizong Zhao, et Tao Xu.** « Evaluation of efficacy and biocompatibility of a new absorbable synthetic substitute as a dural onlay graft in a large animal model ». *Neurological Research* 38, n° 9 (1 septembre 2016): 799-808.
57. **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.
58. **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.
59. **DEROOSTER H., DEBRUIN T., VANBREE H.** Morphologic and functional features of the canine cruciate ligament. *Vet. Surg.*, 2006, 35, 769-780.
60. **DICKINSON CR, NUNAMAKER DM.** Repair of ruptured anterior cruciate ligament in the dog : Experience of 101 cases, using a modified fascia strip technique. *J.Am.Vet.Med.Assoc.*, 1977, 170, 827-830.
61. **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.
62. **DUERR F.M., DUNCAN C.G., SAVICKY R.S., PARK R.D., EGGER E.L. et PALMER R.H.** Risk factors for excessive tibial plateau angle in large-breed dogs with cranial cruciate ligament disease. *Journal of the American Veterinary Medical Association.* 2007. Vol. 231, n° 11, pp. 1688-1691.
63. **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.
64. **EDNEY**, et Smith Pm. « Study of Obesity in Dogs Visiting Veterinary Practices in the United Kingdom. » *The Veterinary Record* 118, n° 14 (1 avril 1986): 391-96.
65. **EGERBACHER, Monika, Steven P. Arnoczky, Oscar Caballero, Michael Lavagnino, et Keri L. Gardner.** « Loss of Homeostatic Tension Induces Apoptosis in Tendon Cells: An in-Vitro Study ». *Clinical Orthopaedics and Related Research* 466, n° 7 (juillet 2008): 1562-68.
66. **EMERY, M. A., et O. Rostrup.** « Repair of the Anterior Cruciate Ligament with 8mm, Tube Teflon in Dogs ». *Canadian Journal of Surgery. Journal Canadien De Chirurgie* 4 (octobre 1960): 111-15.
67. **EROS O.** thèse : « Évaluation de la reconstruction des ligaments croisés post luxation aiguë du genou avec l'utilisation des ligaments synthétiques ». Université de Montréal, 2012
68. **EVANS H. E.** The skeleton. In: *Evans H.E., Miller's Anatomy of the Dog.* Saunders: Philadelphia, 1993, 122-218.

69. **EVANS R.** : Arthrology, in Miller's anatomy of the dog, 3rd Edn, Ed. W.Saunders, Philadelphia, 1993, 219-257
70. **FAYOLLE P.**, (1997). Arthrose. In: Laforge H. Encyclopédie Vétérinaire, Editions Techniques S.A., Paris, Orthopédie 0200
71. **FITZPATRICK**, Noel et **SOLANO**, Miguel Angel, 2010. Predictive variables for complications after TPLO with stifle inspection by arthrotomy in 1000 consecutive dogs. Veterinary surgery: VS. juin 2010. Vol. 39, n° 4, pp. 460-474.
72. **FLO G.L.** Modification of the lateral retinacular imbrication technique for stabilizing cruciate ligament injuries. J. Am. Anim. Hosp. Assoc., 1975, 11, 570.
73. **FLO G.L.** Meniscal injuries. Vet. Clin. North. Am. Small Anim. Pract. 1993, 23, 831-843.
74. **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.
75. **GILLES F.** : Contribution à l'étude de la rupture du ligament croisé crânial par une approche biomécanique du grasset chez le chien, Thèse de Doctorat vétérinaire, Toulouse, 2002
76. **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, 190196.
77. **GUPTA B.N.**, **BRINKER W.O.** Anterior cruciate ligament prosthesis in the dog. J. Am. Vet. Med. Assoc., 1969, 154, 1057-1061.
78. **GY Ng**, **Oakes BW**, **Deacon OW**, et al. Long-term study of the biochemistry and biomechanics of anterior cruciate ligament-patellar tendon autografts in goats. J Orthop Res 1993; 14: 851–856.
79. **HANS**, Eric C., Matthew D. Barnhart, Shawn C. Kennedy, et Steven J. Naber. « Comparison of Complications Following Tibial Tuberosity Advancement and Tibial Plateau Levelling Osteotomy in Very Large and Giant Dogs 50 Kg or More in Body Weight ». Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T 30, n° 4 (20 juillet 2017): 299-305.
80. **HARARI J.** (1995). Concepts Actuels dans le Traitement des Ruptures du Ligament Croisé Antérieur. Waltham Focus, 5, 3, 24-31.
81. **HART R. C.** , **HULSE D. A.** , **SLATER M. R.** : Contribution of periarticular tissue to stabilization of the canine stifle joint after cranial cruciate ligament reconstruction, Vet. Comp. Orth. Traum. , 2003, 16, 1, 21-25
82. **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, 192197.
83. **HAYASHI K.**, **Frank JD**, **Hao Z**, **Schamberger GM**, et al. (2003). "Evaluation of ligament fibroblast viability in ruptured cranial cruciate ligament of dogs." Am J Vet Res 64(8): 1010-1016.
84. **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.
85. **HEFFRON L.E.**, **CAMPBELL J.R.** Morphology, histology and functional anatomy of the canine cranial cruciate ligament. Vet. Rec., 1978, 102, 280-283.

86. **HENDERSON** R.A., MILTON J.L. The tibial compression mechanism: a diagnostic aid in stifle injuries. *Vet. Surg.*, 1978, 14, 474-479.
87. **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.
88. **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.
89. **HULSE** D.A. A technique for reconstruction of the anterior cruciate ligament in the dog: preliminary report. *Vet. Surg.*, 1980, 9, 135.
90. **HULSE**, Donald A., David L. Butler, Matthew D. Kay, Frank R. Noyes, Peter K. Shires, Robert D'ambrosia, et Hiromu Shoji. « Biomechanics of Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in the Dog I. In Vitro Laxity Testing ». *Veterinary Surgery* 12, n° 3 (1983): 109-12.
91. **JENKINS** DH, Forster IW, McKibbin B and Ralis ZA (1977). "Induction of tendon and ligament formation by carbon implants." *J Bone Joint Surg Br* 59(1): 53-57.
92. **JENKINS** DH « The Repair of Cruciate Ligaments with Flexible Carbon Fibre. A Longer Term Study of the Induction of New Ligaments and of the Fate of the Implanted Carbon ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 60-B, n° 4 (novembre 1978): 520-22.
93. **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.
94. **JIA**, Zhenyu, Chenchen Xue, Wei Wang, Tianze Liu, Xuan Huang, et Weidong Xu. « Clinical Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using LARS Artificial Graft with an at Least 7-Year Follow-Up ». *Medicine* 96, no 14 (avril 2017): e6568
95. **JOHNSON**, F. L. « Use of Braided Nylon as a Prosthetic Anterior Cruciate Ligament of the Dog ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 137 (1 décembre 1960): 646-47.
96. **JOHNSON**, RJ, Benynnon BD, Nicholes CE, et al. The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1992; 74A: 140-151.
97. **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.
98. **KANG**, Q., Y. H. An, et R. F. Friedman. « Mechanical Properties and Bone Densities of Canine Trabecular Bone ». *Journal of Materials Science. Materials in Medicine* 9, n° 5 (mai 1998): 263-67.
99. **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.
100. **KIM** SE, Pozzi A, Kowaleski MP, Lewis DD. Tibial Osteotomies for Cranial Cruciate Ligament Insufficiency in Dogs. *Veterinary Surgery* 2008;37(2):111-125.
101. **KIM** SE., Antonio Pozzi, Scott A. Banks, Bryan P. Conrad, et Daniel D. Lewis. « Effect of Tibial Plateau Leveling Osteotomy on Femorotibial Contact Mechanics and Stifle Kinematics ». *Veterinary Surgery: VS* 38, n° 1 (janvier 2009): 23-32.
102. **KIM** SE, James, Kei Hayashi, Tanya Garcia, Sun-Young Kim, Rachel Entwistle, Amy Kapatkin, et Susan Stover. « Biomechanical Evaluation of Screw-In Femoral Implant in Cementless Total Hip System ». *Veterinary Surgery* 41, no 1 (1 janvier 2012): 94-102.
103. **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.

104. **KRAYER M**, Rytz U, Oevermann A, Doherr MG, et al. (2008). "Apoptosis of ligamentous cells of the cranial cruciate ligament from stable stifle joints of dogs with partial cranial cruciate ligament rupture." *Am J Vet Res* 69(5): 625-630.
105. **KROTSCHKEK**, Ursula, Samantha A. Nelson, Rory J. Todhunter, Marisa Stone, et Zhiwu Zhang. « Long Term Functional Outcome of Tibial Tuberosity Advancement vs. Tibial Plateau Leveling Osteotomy and Extracapsular Repair in a Heterogeneous Population of Dogs ». *Veterinary Surgery: VS* 45, n° 2 (février 2016): 261-68.
106. **KUHN**, J. L., S. A. Goldstein, M. J. Ciarelli, et L. S. Matthews. « The Limitations of Canine Trabecular Bone as a Model for Human: A Biomechanical Study ». *Journal of Biomechanics* 22, n° 2 (1989): 95-107.
107. **KUROSAKA**, M., S. Yoshiya, et J. T. Andrish. « A Biomechanical Comparison of Different Surgical Techniques of Graft Fixation in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *The American Journal of Sports Medicine* 15, n° 3 (juin 1987): 225-29.
108. **KURTZ** Steven « *The UHMWPE Handbook - 1st Edition* ». 2004, Academic Press
109. **LABOUREAU** JP and Cazenave A (1991). "[Recent ruptures of the anterior cruciate ligament. Suture technique on a reinforcement ligament. Results of a 5 years' experience]." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 77(2): 92-102.
110. **LABOUREAU** JP (1997). "The use of the free fibers LARS ligament in acute anterior cruciate ligament repairs." 1er Symposium International de Biomatériaux Avancés (SIBA). Montréal, Canada.
111. **LAFEVER** S., MILLER N.A., STUBBS W.P., TAYLOR R.A., BOUDRIEU 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.
112. **LAZAR**, Tibor P., Clifford R. Berry, Jacek J. deHaan, Jeffrey N. Peck, et Maria Correa. « Long-Term Radiographic Comparison of Tibial Plateau Leveling Osteotomy versus Extracapsular Stabilization for Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Dog ». *Veterinary Surgery: VS* 34, n° 2 (avril 2005): 133-41.
113. **LESIC** A, Durdević D, Tatić V and Ukropina D (1995). "Histopathological evaluation of the carbon fibers application for the substitution of the anterior cruciate ligament-an experimental study on dogs." *Vojnosanit Pregl* 52(3): 215-220.
114. **LIPOWITZ** A. J. , WONG P. L. , STEVENS J. B. : Synovial membrane changes after experimental transection of the cranial cruciate ligament in dogs, *Am. J. Vet. Res.* , 1985, 46, 5, 1166-1170
115. **LI**, Hong, Yunsheng Ge, Yang Wu, Jia Jiang, Kai Gao, Pengyun Zhang, Lingxiang Wu, et Shiyi Chen. « Hydroxyapatite Coating Enhances Polyethylene Terephthalate Artificial Ligament Graft Osseointegration in the Bone Tunnel ». *International Orthopaedics* 35, n° 10 (octobre 2011): 1561-67.
116. **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.
117. **LOUTZENHEISER**, Todd D., Douglas T. Harryman, ShingWai Yung, Matthew P. France, et John A. Sidles. 1995. « Optimizing arthroscopic knots ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 11 (2): 199-206.

118. **Machotka Z**, Scarborough I, Duncan W, Kumar S, Perraton L. Anterior cruciate ligament repair with LARS (ligament advanced reinforcement system): a systematic review. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* 2010 Dec 7;2:29-2555-2-29.
119. **MANLEY PA**. Intra-Articular Stabilization. *Advances in The Canine Cranial Cruciate Ligament*: John, Wiley & Sons, Ltd.; 2010. p. 189-193.
120. **MAQUET P**. Advancement of the tibial tuberosity. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1976, 115, 225230.
121. **MARINO D.J.**, LOUGHIN C.A. Diagnostic imaging of the canine stifle: a review. *Vet. Surg.*, 2010, 39, 284-295.
122. **MC CARTHY RJ**. TPLO complications (abstract). In : Proceedings of the Seminar on Advanced TPLO Problem Solving, 2nd World Veterinary Orthopaedic Conference, 33rd Annual Conference of the Vet.Orthop.Soc., 1 March 2006, , 2006, 10-12.
123. **MC CURNIN 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.
124. **MENDENHALL, H. V.**, J. H. Roth, J. C. Kennedy, G. D. Winter, et W. V. Lumb. « Evaluation of the Polypropylene Braid as a Prosthetic Anterior Cruciate Ligament Replacement in the Dog ». *The American Journal of Sports Medicine* 15, n° 6 (décembre 1987): 543-46.
125. **MENDES D.G.**, SOUDRY M., IUSIM M. Clinical assessment of Maquet tibial tuberosity advancement. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1987, 222, 228-238.
126. **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.
127. **MEYER-LINDENBERG, A.**, A. Langhann, M. Fehr, et I. Nolte. « Arthrotomy versus Arthroscopy in the Treatment of the Fragmented Medial Coronoid Process of the Ulna (FCP) in 421 Dogs ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 16, n° 4 (2003)
128. **MEYERS, J. F.**, W. A. Grana, et P. A. Lesker. « Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament in the Dog. Comparison of Results Obtained with Three Different Porous Synthetic Materials ». *The American Journal of Sports Medicine* 7, n° 2 (avril 1979): 85-90.
129. **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.
130. **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.
131. **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.
132. **MITROVIC D.** (1984). *Physiopathologie de l'Arthrose et Hypothèses Pathogéniques*. Revue de Rhumatologie (Ed. Fr.), 51, 289-294.
133. **MOELLER, E.** Michael, Alan R. Cross, et Andrew J. Rapoff. « Change in Tibial Plateau Angle after Tibial Plateau Leveling Osteotomy in Dogs ». *Veterinary Surgery: VS* 35, n° 5 (juillet 2006): 460-64
134. **MONTAVON PM**, Damur DM and Tepic S (2002). "Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate-deficient canine stifle." Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress: 152.
135. **MOORE E.V.**, Elisabeth V., Robert Weeren, et Matthew Paek. « Extended Long-Term Radiographic and Functional Comparison of Tibial Plateau Leveling Osteotomy vs Tibial Tuberosity Advancement for Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Dog ». *Veterinary Surgery: VS* 49, n° 1 (janvier 2020): 146-54.

136. **MOORE**, K. W., et R. A. Read. « Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Dog--a Retrospective Study Comparing Surgical Techniques ». Australian Veterinary Journal 72, n° 8 (août 1995) : 281-85
137. **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.
138. **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.
139. **MULLEN** HS, MATTHIESEN DT. Complications of transposition of the fibular head for stabilization of the cranial cruciate-deficient stifle in dogs: 80 cases (1982–1986). J.Am.Vet.Med.Assoc., 1989, 195, 1267-1271.
140. **NELSON S.A.**, KROTSCHECK 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.
141. **NEWMAN** SD 2013 Anterior cruciate ligament reconstruction with the ligament augmentation and reconstruction system : a systematic review.
142. **NIELÉN** A.L., KNOL B.W., VANHAGEN M.A. VANDERGAAG I. [Genetic and epidemiological investigation of a birth cohort of boxers]. Tijdschr Diergeneeskd, 2003, 128, 586-590.
143. **PAATSAMA S**. Ligament injuries in the canine stifle joint. A clinical and experimental study. Doctoral thesis, Helsinki University, Helsinki, Finland, 1952.
144. **PACCHIANA** PD, MORRIS E, GILLINGS SL, JESSEN CR, LIPOWITZ AJ. 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.
145. **PAGES** G. Thèse: « CONTRIBUTION À L'ÉTUDE DU TRAITEMENT CHIRURGICAL DE LA RUPTURE DU LIGAMENT CROISÉ CRÂNIAL CHEZ LE CHIEN : ÉTUDE DE LA RÉCUPÉRATION DE LA FONCTION LOCOMOTRICE APRÈS UNE INTERVENTION PAR LA TECHNIQUE STIF™ » VetAgroSup 2013
146. **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.
147. **PARCHI**, Paolo Domenico, Gianluca Ciapini, Carlo Pagliarlunga, Michele Giuntoli, Carmine Picece, Fabio Chiellini, Michele Lisanti, et Michelangelo Scaglione. « Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with LARS Artificial Ligament-Clinical Results after a Long-Term Follow-Up ». Joints 6, n° 2 (juin 2018): 75-79.
148. **PATEL**, Jay M., Andrzej Brzezinski, Deep A. Raole, Michael G. Dunn, et Charles J. Gatt. « Interference Screw Versus Suture Endobutton Fixation of a Fiber-Reinforced Meniscus Replacement Device in a Human Cadaveric Knee Model ». The American Journal of Sports Medicine 46, n° 9 (2018): 2133-41.
149. **PAVON**-Djavid G, Gamble L, Ciobanu M, Gueguen V, et al. (2007). "Bioactive PET fibers and fabrics : Grafting, chemical characterization and biological assessment." Biomacromolecules 8(11): 3317-3325.
150. **PEARSON** P.T., McCURNIN D.M., WASS W.M. Lambert suture technique to surgically correct ruptured cruciate ligaments. J. Am. Anim. Hosp. Assoc., 1971, 7, 1-6.

151. **PELLETIER J.P.** and Martel-Pelletier J. (1994). Rôle de l'Inflammation Synoviale, des Cytokines et de l'IGF-1 dans la Physiopathologie de l'Arthrose. *Revue de Rhumatologie (Ed. Fr.)*, 61, 81-85.
152. **PERRY K.**, FITZPATRICK N. Tibial tuberosity advancement in two cats with cranial cruciate ligament deficiency. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2010, 23, 196-202.
153. **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.
154. **POND, M J**, et G Nuki. « Experimentally-induced osteoarthritis in the dog. » *Annals of the Rheumatic Diseases* 32, n° 4 (juillet 1973): 387-88.
155. **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. Ortop. Traumatol.*, 2008, 21, 8-14.
156. **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.
157. **POZZI A** (2012). "Canine Meniscus Update." *ACVS Symposium*: 330-331.
158. **PRIDDY II NH**, TOMLINSON JL, DODAM JR, HORNBOSTEL JE. Complications with and owner assessment of the outcome of tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs: 193 cases (1997–2001). *J.Am.Vet.Med.Assoc.*, 2003, 222, 1726-1732.
159. **PURCHASE**, Robert, Richard Mason, Victor Hsu, Kenneth Rogers, John P. Gaughan, et Joseph Torg. 2007. « Fourteen-Year Prospective Results of a High-Density Polyethylene Prosthetic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants* 17 (1): 13-19.
160. **READ R.A.**, ROBINS G.M. Deformity of the proximal tibia in dogs. *Vet. Rec.*, 1982, 111, 295-298.
161. **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.
162. **ROBINS G. M.** The canine stifle joint. In: *Canine Orthopedics*. Lea & Febiger: Philadelphia, 1990, 693-702.
163. **RODEO, S. A.**, K. Suzuki, X. H. Deng, J. Wozney, et R. F. Warren. « Use of Recombinant Human Bone Morphogenetic Protein-2 to Enhance Tendon Healing in a Bone Tunnel ». *The American Journal of Sports Medicine* 27, n° 4 (août 1999): 476-88.
164. **ROOSTER HD**, Vangheluwe L, Bree HV, et al. Biomechanical properties of braided polyester tapes intended for use as intra-articular cranial cruciate ligament prostheses in dogs. *Am J Vet Res* 2001; 62: 48–53.
165. **SACHS RA**, Daniel DM, Stone ML, et al. Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1989; 17: 760–765.
166. **SASAKI, Ken**, Ryosuke Kuroda, Kazunari Ishida, Seiji Kubo, Tomoyuki Matsumoto, Yutaka Mifune, Keisuke Kinoshita, et al. « Enhancement of Tendon-Bone Osteointegration of Anterior Cruciate Ligament Graft Using Granulocyte Colony Stimulating Factor ». *The American Journal of Sports Medicine* 36, n° 8 (août 2008): 1519-27.
167. **SAWAYA S.** : Biomécanique du genou chez le chien : étude morpho-architecturale de l'extrémité articulaire proximale du tibia. Déductions quant à l'aspect des sollicitations mécaniques sur le genou sain et le genou instable. *Rev. Med. Vet.* , 1995, 146, 7, 467-480

168. **SAWAYA S.** : Contribution à l'étude de la biomécanique du genou du chien, Thèse de Doctorat, n°256-96, Université Claude Bernard Lyon, 1996
169. **SERCOVAM.** Société d'Études et de Recherches sur le Comportement et Vieillessement Accéléré des Matériaux. Étude comparative du comportement en fatigue des ligaments artificiels de genoux selon leur structure. Sercovan BP11 France. (1997)
170. **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.
171. **SCAVELLI TD, Schrader SC, Matthiesen DT and Skorup DE (1990).** "Partial rupture of the cranial cruciate ligament of the stifle in dogs: 25 cases (1982-1988)." *J Am Vet Med Assoc* 196(7): 1135-1138.
172. **SCHETT, Georg.** « How Does Joint Remodeling Work? » *Cell Adhesion & Migration* 1, n° 2 (2007): 102-3.
173. **SHAO-bin Y, Qi-rong D, Ya-bin W, Zhong-nan Z, et al. (2008).** "Histological characteristics and ultrastructure of polyethylene terephthalate LARS ligament following the reconstruction of anterior cruciate ligament in rabbits." *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu LinchuangKangfu.* 12: 7061-7066.
174. **SHIRES PK, HULSE DA, LIU W.** The under-and-over fascial replacement technique for anterior cruciate ligament rupture in dogs : a retrospective study. *J.Am.Anim.Hosp.Assoc.*, 1984, 20, 69-77.
175. **SIMON L., Blotman F., Claustre J. and Herisson C., (1989).** Pathologie Dégénérative. Les Arthroses des Membres. L'Arthrose. In: *Rhumatologie, Masson, Paris, 365-373*
176. **SLOCUM B and Devine T (1984).** "Cranial tibial wedge osteotomy: a technique for eliminating cranial tibial thrust in cranial cruciate ligament repair." *J Am Vet Med Assoc* 184: 564-569.
177. **SLOCUM, B., DEVINE T.** Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 1983, 183, 456-459.
178. **SLOCUM B, DEVINE SLOCUM T.** 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.
179. **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.
180. **STAUFFER KD, TUTTLE TA, ELKINS AD, WEHRENBURG AP, CHARACTER BJ.** Complications associated with 696 tibial plateau leveling Osteotomies (2001–2003). *J.Am.Anim.Hosp.Assoc.*, 2006, 42, 44-50.
181. **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.
182. **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.
183. **SUMMER JP, Markel MD and Muir P (2010).** "Caudal cruciate ligament damage in dogs with cranial cruciate ligament rupture." *Vet Surg* 39(8): 936-941.
184. **TEPIC S, Damur DM and Montavon PM (2002).** "Biomechanics of the stifle joint." *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress: 189-190.*

185. **VAHEY**, J. W., J. L. Lewis, et R. Vanderby. « Elastic Moduli, Yield Stress, and Ultimate Stress of Cancellous Bone in the Canine Proximal Femur ». *Journal of Biomechanics* 20, n° 1 (1987): 29-33.
186. **VAN DEN BRINK**. Treatment of cranial cruciate ligament rupture with the ligament augmentation and reconstruction system (LARS) in dogs: An in vitro study, Master research project, Project tutor: Dr. L.F. H. Theyse PhD, DVM, ECVS, Faculty of Veterinary Medicine Utrecht University, December, 2014
187. **VASSEUR** P.B. Clinical results following nonoperative management for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *Vet Surg*, 1979, 13, 283.
188. **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.
189. **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, 9, 1842-1854
190. **VASSEUR** P. B. : Stifle joint, in Slatter, editors. *Textbook of small animal surgery*, 2nd Edn. Ed. W. Saunders, Philadelphia, 1993, 1817-1865
191. **VASSEUR** P. B., Griffey S and Massat BJ (1996). "Evaluation of the Leeds-Keio synthetic replacement for the cranial cruciate ligament in dogs: An experimental study." *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 9: 66-74.
192. **VASSEUR** P.B. (2003). "Stifle Joint." In: *Textbook of Small Animal Surgery*. 3rd Edition D.H. Slatter. Philadelphia (USA), Saunders: 2090-2133.
193. **VAUGHAN** L.C. The history of canine cruciate ligament surgery from 1952-2005. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2010, 6, 379-384.
194. **VEZZONI** A, BARONI E, DEMARIA M, OLIVIERI M, MAGNI G. Surgical treatment of canine cranial cruciate ligament injuries with tibial plateau levelling osteotomy (TPLO): principles and clinical experience in 293 cases. *Eur.J.Comp.Anim.Pract.*, 2004, 14, 143-155.
195. **VIATEAU**, Véronique, Mathieu Manassero, Fani Anagnostou, Sandra Guérard, David Mitton, et Véronique Migonney. « Biological and Biomechanical Evaluation of the Ligament Advanced Reinforcement System (LARS AC) in a Sheep Model of Anterior Cruciate Ligament Replacement: A 3-Month and 12-Month Study ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Arthroscopy Association* 29, n° 6 (juin 2013): 1079-88.
196. **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.
197. **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.
198. **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.
199. **WILKE**, V.L., Duane A. Robinson, Rich B. Evans, Max F. Rothschild, et Michael G. Conzemius. « Estimate of the annual economic impact of treatment of cranial cruciate ligament injury in dogs in the United States ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 227, n° 10 (1 novembre 2005): 1604-7.

200. **WILKE**, Vicki, Mike Conzemius, et M Rothschild. « SNP detection and association analyses of candidate genes for rupture of the cranial cruciate ligament in the dog ». *Animal genetics* 36 (1 janvier 2006): 519-21.
201. **WITSBERGER**, Tige H., J. Armando Villamil, Loren G. Schultz, Allen W. Hahn, et James L. Cook. « Prevalence of and risk factors for hip dysplasia and cranial cruciate ligament deficiency in dogs ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 232, n° 12 (15 juin 2008): 1818-24.
202. **WOLFF**, J. (1892) *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald. Berlin
203. **YAMAKASI**, Shuji, Kazunori Yasuda, Fumihisa Tomita, Harukazu Tohyama, et Akio Minami. « The Effect of Transforming Growth Factor-Beta1 on Intraosseous Healing of Flexor Tendon Autograft Replacement of Anterior Cruciate Ligament in Dogs ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. Association* 21, n° 9 (septembre 2005): 1034-41.
204. **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.
205. **YU**, Shao-Bin, Rong-Hua Yang, Zhong-Nan Zuo, et Qi-Rong Dong. « Histological Characteristics and Ultrastructure of Polyethylene Terephthalate LARS Ligament after the Reconstruction of Anterior Cruciate Ligament in Rabbits ». *International Journal of Clinical and Experimental Medicine* 7, n° 9 (2014): 2511-18.
206. **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 metaanalysis. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 2012, Epub ahead of print.

CONCLUSION

Cette étude montre qu'un système d'ancrage d'un ligament artificiel utilisant deux vis d'interférence disposées en In-Out permettent une meilleure résistance initiale en traction qu'un montage en position Out-In pour des valeurs compatibles à une stabilisation du grasset acceptable.

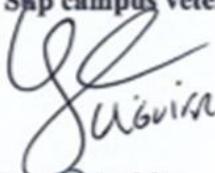
Au trot, l'appui postérieur d'un chien représente 65% de son poids soit environ 200 N pour des chiens de ce gabarit (Kim 2012). Il semble donc possible d'obtenir des résistances suffisantes avec deux vis In-Out pour un chien au repos mais pas nécessairement pour un chien en activité intense. Il est donc prématuré d'effectuer des essais cliniques sur ce montage.

Néanmoins, il a été montré que la résistance du montage peut augmenter in vivo à 4 semaines post opératoire (Li 2011). Nous avons également montré dans une étude précédente (Blanc 2019) qu'un système à 4 vis en Z est plus résistant qu'un simple montage à deux vis (Barbier 2015). Il serait donc possible d'associer l'implantation In-Out à un retour fémoral et à un retour tibial pour augmenter la résistance globale. Nous pensons que l'utilisation d'un tenseur lors de l'implantation est également une piste notable d'amélioration du système.

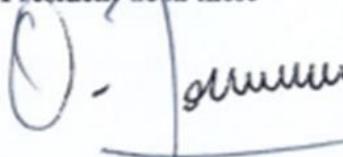
D'autres études complémentaires semblent nécessaires avant de réaliser des implantations in vivo. Nous pensons néanmoins que la possibilité de traiter efficacement les ruptures du LCA en abord mini invasif et par un ligament artificiel reste prometteuse.

Thèse de Mr RAFAEL Paul

Le Professeur responsable
VetAgro Sup campus vétérinaire



Le Président de la thèse



Professeur O. MONNEUSE
Chef de Service
Chirurgie d'Urgence - Chirurgie Générale
Pavillon 4 - Hôpital Edouard Herrlot
N° Finess 690763154 - RPPS 10003118527

Vu et permis d'imprimer

Lyon, le 09/10/20

L'Administrateur Provisoire de Lyon 1
Monsieur Frédéric FLEURY



Le Directeur général
VetAgro Sup

Par Délégation
Hélène AGUESSE
Directrice de l'Enseignement
et des Affaires Étudiantes
VetAgro Sup - Campus Vétérinaire

Comparison of two methods of fixation with interference screw for cranial cruciate ligament reconstruction in canine cadaver model

P. Rafael^a, B. Goin^{a,b}, P. Buttin^c, T. Cachon^a, and E. Viguier^{a*}

^a Université de Lyon, VetAgro Sup, ICE, 69280, Marcy l'Etoile, France; ^b Novetech Surgery, 98000, Monaco; ^c Itinerant surgeon, 471 Chemin de Ronzier, 74370, Villaz, France

Keywords: biomechanical analysis; prosthesis; cranial cruciate ligament; ex-vivo; dog

1. Introduction

With a prevalence of 4.87% in dogs, cranial cruciate ligament (LCC) rupture is the most common orthopedic involvement of the pelvic limbs (Witsberger et al. 2008). It causes joint pain and instability, a major factor in the development of early osteoarthritis. Repair techniques for these ruptures, using a synthetic intra-articular ligament, have limitations that are intrinsically linked to the materials used, which can influence the functionality of the in-situ system over time (Denny et Goodship 1980). A renewed interest has been initiated by the discovery of new medical grade fibers with interesting mechanical and biocompatible properties (such as UHMWPE fibers), that can be braided and used as a ligament reconstruction implant during rupture of the anterior cruciate ligament (ACL) in humans (Purchase et al. 2007). A gold standard for years, the interference screw is the preferred means of attachment associated with the use of these implants during ACL rupture. Numerous biomechanical studies carried out on human anatomical pieces have compared various axes and tunnel diameters in order to optimize these fixings (Aoki, Imade, et Uchio 2019). The objective of this ex-vivo study will be to compare the biomechanical properties of two interference screw implantation techniques chosen as the fixation system for a synthetic UHMWPE implant used in the surgical treatment of LCC rupture in dogs.

2. Methods

The method used here is inspired by the study by Goin and colleagues published in 2019.

2.1 Sample preparation protocol

Fourteen hindlimbs from 7 adult dogs 29kg ± 2kg (mean ± sd) were selected. Dogs were of similar size, without any stifle lesion observed and died from reasons unrelated to the focus of this study. Stifles were dissected to leave the tibia and femur intact. Each bone extremity was fixed with resin onto two supports.

2.2 Implantation of the UHMWPE ligament

Stifles were implanted with a UHMWPE ligament (Novalig[®], Novetech Surgery, Monaco). An oblique

tibial tunnel was drilled from the cranio-medial insertion of CCL. A femoral tunnel was drilled from the caudo-lateral femoral insertion. The ligament was passed through both tunnels.

(i) Technique 1 « Out-In »: A first interference screw (diameter: 4.5mm, 20mm-long) was inserted from outside to inside the articulation from the distolateral femoral metaphysis. After straightening the ligament, a second interference screw was inserted from outside to inside the articulation from the proximo-medial tibia.

(ii) Technique 2 « In-Out »: This is the same technique as number one, but the interference screw was implanted from inside to outside the articulation from the intra articular space of the stifle towards the metaphysis of the proximal tibia and the distal femur.

2.3 Biomechanical testing

Static tensile tests of these two techniques were performed on the stifles using a traction system (AGS-X Shimadzu, Japan) with a pre-test of 20mm/min traction until the load reached 10N, thus straightening the system. The first static test consisted in a 1mm/min traction until failure. Failure occurs if the displacement exceeds 15mm. For the series of tests, the sampling rate for data acquisition was set at 10Hz. A total of 18 experimental set-ups were randomly considered: 9 under the first surgical implantation technique and 9 under the second.

2.4 Data acquisition and processing

During tests, acquisitions of the data were carried out using the TrapeziumX software (Shimadzu, Japan). For each implantation technique, two measures were taken:

- (i) The strength recorded at 3mm (S_{3mm}) of displacement of the cross traverse.
- (ii) The maximum strength (M_L) and the displacement of the associated traverse stroke.
- (iii) The mode of failure.

The data were then processed with Microsoft Excel. Statistical analyses were performed using non-parametric Mann-Whitney tests.

3.1 Results and discussion

		Strength recorded at 3mm (S _{3mm}) (N)	Maximal Strength (M _L) (N)	Displacement associated with M _L
In-	Mean	295	509	7
Out	SD	44	124	
Out-	Mean	136	470	10.9
In	SD	87	93	
P-value		0.0031	0.798	0.405

No rupture of the set-up occurred. All the mechanical tests carried out reported a localized sliding exclusively in the tibial part. A measurement of the tensile strength was recorded at 3mm displacement (S_{3mm}). This displacement limit is equivalent to the acceptable limit of cranio-caudal amplitude of the movement of the tibia drawer, with respect to the post-operative controlled femur of an LCC reconstruction surgical technique (Loutzenheiser et al. 1995). The significant difference (S_{3mm}) observed between the two implantation methods could be due to differences in bone density, depending on the implantation site of the interference screws. According to the theory of bone remodeling described by Wolff in 1892, the interference screws implanted according to the "In-Out" technique are placed in the LCC insertion zone, which is thicker with denser sub-chondral bone in due to the much greater mechanical stresses borne by the articular surfaces. The essentially monocortical fixation of the interference screw implanted according to the "In-Out" technique is therefore performed in the cortical and sub-chondral parts. The latter have better mechanical properties than the metaphyseal part, which is less exposed to mechanical stresses when implanting interference screws. Interference using the "Out-In" technique. In addition, the implantation of the interference screw according to the "In-Out" technique will act as wedge, owing to its conical shape, and limit the slip of the synthetic ligament more effectively while reducing the free part of the ligament in the intra-articular space. However, we know that the closer the fixation system is to the joint, the more solid the mounting (Scheffler et al. 2002; Bryan et al. 1996). Finally, a tensioning zone has been identified at the start of each of our mechanical tests. This displacement of the traverse stroke without linear increase in strength may be due to the tensioning of the fibers of the implant and a pre-tension of 10N may not be sufficient and physiologically representative of the in-situ efforts of the implanted prosthesis when the dog is in a static position.

4. Conclusions

This study shows that in a synthetic ligamentoplasty assembly locked with two interference screws, those implanted "In-Out" allow better initial mechanical

resistance (<3mm) of the LCC ligament reconstruction system than those implanted "Out- In". The rupture mode is similar for the two implantation techniques, as a slip of the synthetic implant is observed between the walls of the tibial tunnel and the interference screw.

References

- Aoki, Akira, Shinji Imade, et Yuji Uchio. 2019. « Effect of the Positional Relationship between the Interference Screw and the Tendon Graft in the Bone Tunnel in Ligament Reconstruction ». *Journal of Orthopaedic Surgery* 27 (1): 230949901882222.
- Bryan, James M., Bernard R. Bach, Charles A. Bush-Joseph, Ian M. Fisher, et K.Y. Hsu. 1996. « Comparison of "inside-out" and "Outside-in" Interference Screw Fixation for Anterior Cruciate Ligament Surgery in a Bovine Knee ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 12 (1): 76-81.
- Denny, H. R., et A. E. Goodship. 1980. « Replacement of the Anterior Cruciate Ligament with Carbon Fibre in the Dog ». *Journal of Small Animal Practice* 21 (5): 279-86.
- Loutzenheiser, Todd D., Douglas T. Harryman, Shing-Wai Yung, Matthew P. France, et John A. Sidles. 1995. « Optimizing arthroscopic knots ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 11 (2): 199-206.
- Purchase, Robert, Richard Mason, Victor Hsu, Kenneth Rogers, John P. Gaughan, et Joseph Torg. 2007. « Fourteen-Year Prospective Results of a High-Density Polyethylene Prosthetic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants* 17 (1): 13-19.
- Scheffler, Sven U., Norbert P. Südkamp, Andreas Göckenjan, Reinhard F.G. Hoffmann, et Andreas Weiler. 2002. « Biomechanical Comparison of Hamstring and Patellar Tendon Graft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Techniques ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 18 (3): 304-15.
- Witsberger, Tige H., J. Armando Villamil, Loren G. Schultz, Allen W. Hahn, et James L. Cook. 2008. « Prevalence of and Risk Factors for Hip Dysplasia and Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 232 (12): 1818-24.
- Wolff, J. (1892) *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald, Berlin.
- (2019) 44th Congress of the Société de Biomécanique, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 22:sup1, S1-S393.

*Corresponding author. Email: eric.viguiet@vetagro-sup.fr

BIOMECHANICAL TESTING OF LABRADOR BREED DOG CRANIAL CRUCIATE LIGAMENTS

P. Rafael[†] (1), B.Goin[†] (1&2), Q. Blanc (1), Philippe Buttin (3), Thibaut Cachon (1), Eric Viguier (1)

1. Université de Lyon, VetAgro Sup, ICE, 69280, Marcy l'Etoile, France; 2. Novetech Surgery, Monaco; 3. Itinerant veterinary surgeon, 320 Chemin de Belle Vue, 74570, Groisy, France

[†] These two authors contributed equally to this abstract manuscript

Introduction

To our knowledge, a narrowly research has been done on the characterization of the mechanical properties of cranial cruciate ligament (CCL) in dogs [1]. Indeed, this work seems to have been carried out mainly in humans [2] or primates [3] as well as in large ruminants [4]. The aim of this study is therefore first to characterize the maximum strength resistance of the CCL and its stiffness in hyperextension (180°).

Methods

10 hindlimbs of 5 adult Labrador breed dogs between 25 and 35 kg were taken. Each anatomic sample were dissected to let intact only tibia, CCL and femur. Stifles with CCL macroscopically evaluated by a clinician found to be intact were included in the study. Each extremity of the bone was fixed with resin onto two supports allowing the installation of the setup in the mechanical testing machine (Fig 1). In this study, the mechanical properties of the CCL were characterized by a biomechanical setup of uniaxial traction simulating a rupture of the CCL by hyperextension at 180°. Static tensile tests were performed on each 10 samples using a traction system (AGS- X Shimadzu, Japan) with a pre-test of 20mm/min traction until the load reached 10N, straightening the system. The tensile test consisted in a 1mm/min traction until failure (10% of maximum strength) or a displacement greater than 40 mm. The sampling rate for data acquisition was set at 10Hz.



Figure 1: Biomechanical setup in caudal view of the CCL of an anatomical part included in metal support using resin.

Results

Test's name	Maximum strength (N)	Displacement (mm)	Stiffness (N/mm)
CCL1	883	7	195
CCL2	862	6.8	191
CCL3	736	7.3	184
CCL4	619	3.9	181
CCL5	1014	6.5	230
CCL6	1143	7.22	222
CCL7	858	5.56	192
CCL8	773	5.7	167
CCL9	928	4.5	250
CCL10	831	4	264
Mean	864	5.85	207.6
SD	145	1.32	32.11

Table 1: Results, mean and standard deviation of the 10 static tensile tests until failure carried out on.

Discussion

The study by Wingfield and colleagues note that there are important variations between some breeds. However, we can see that there are also important individual variations in the same breed. It could be interesting to find the factors which can influence the resistance of the CCL in order to prevent as much as possible its failure. Regular physical activity, food, obesity is so many parameters to explore. The prospects envisaged for this work would initially be to increase the number of mechanical tests carried out as well as to diversify the breeds of dogs selected. Then in, propose a more detailed analysis of the results obtained in order to provide the information necessary firstly to find hygienics way to protect the LCC and secondly to optimize synthetics ligaments prosthesis used as a replacement in case of a ligament rupture.

References

- [1] C. Wingfield et al, *J. Small Anim. Pract.*, 41:7, 303-307, 2000.
- [2] S. L.-Y. Woo et al, *Am. J. Sports Med.*, 19:3, 217-225, 1991.
- [3] F. R. Noyes et al, *J. BONE Jt. Surg.*, p. 20.
- [4] L. Diotalevi et al, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 79:239-245, 2018.

Acknowledgements

This work was supported by the company Novetech Surgery, Monaco.



Biomechanical analysis of a ligament fixation systems for CCL reconstruction of rupture cruciate in a canine cadaver model.

B. Goirf^a, P. Rafael^b, Q. Blanc^b, P. Buttin^b, T. Cachon^b, C. Carozzo^b and E. Viguier^{a*}

^aAix-Marseille Université, CNRS, ISM, Marseille, France; ^bVetAgro-sup, Unité ICE, Lyon, France

Keywords: Biomechanical analysis; Prosthesis; Cranial cruciate ligament; Ex-vivo; Dog

1. Introduction

Recently, in veterinary medicine a new technique of intra-articular repair is receiving increasing attention, particularly when using prosthetic ligaments [1]. The development of such technique is encouraged by a need for easy and simple surgical procedure, and the availability of new resistant ligaments made of high-density polyethylene. However, all intra-articular techniques suffer from weakness of the anchoring of the ligament in the immediate postoperative but also in the postoperative during the first months. Various fixing solutions have been developed both in animals and in humans. The interference screws are the gold standard [2].

The aim of this study was to test static and dynamic biomechanical properties of ruptured CCL repair with an ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) prosthesis fixed with 4 interference screws on ex-vivo dog knee joints. We hypothesized that:

- The values of the maximum resistance (M_r) load for this LCL stabilisation would be at least similar of those of the natural ligaments.
- The initial slipping (I_s) strength would be superior to normal walking and trotting conditions during immediate postoperative period.
- This high strength could be maintained during 100.000 cycles corresponding to the 2 months of post operating with walking and trotting.

2. Methods

2.1 Preparation of samples

Height hindlimbs from 6 adult dogs between 25 and 35kg were taken. Dogs were of similar size and died from reasons unrelated to this study. Knees were dissected to let intact only tibia, CCL and femur. Each extremity of the bones was fixed with resin onto two supports.

2.2 Implantation of the UHMWPE ligament

After realization of the quasi static tensile test of rupture on the native CCL, the knee has been implanted with a UHMWPE ligament (Novalig, Novetech, Monaco). The rest of CCL were removed. An oblique tibial tunnel was drilled from the cranio-medial insertion of CCL. A femoral tunnel was drilled from the caudo-lateral femoral insertion. The ligament was passed through the 2 tunnels. A first interference

screw (diameter: 4.5mm, 20mm-long) was inserted outside to inside the articulation from the distolateral femoral metaphysis. After straightening the ligament, a second interference screw was inserted outside to inside from the proximo-medial tibia. Each extremities of the ligament were secured. Two transverse tunnels were preformed to fix each tighten extremity of the prosthesis with femoral and tibial interference screws.

2.3 Biomechanical testing

Static and dynamic tensile tests of the CCL were performed on embedded knees using a traction system (AGS-X Shimadzu, Japan) with in a pretest of 20mm/s traction until the strength reached 10N, straightening the system. The first static test consisted in a 1mm/sec traction to failure. Failure was considered if the displacement reached 40mm. The knees stabilized with the polyethylene ligament and the 4 interferences screws were prepared to dynamic test. A pretest of 20mm/s traction until the strength reached 100N (i.e. the initial tension). The dynamic rate was 0.58Hz during 100.000 cycles, bounding with two values, a minimum of 100N of pretension and a maximum of 210N (195N + 15N of safety) corresponding of the strain undergone by the CCL during trotting [3]. For the two series of tests, sampling rate for data acquisition was set at 10Hz. A total of 8 experimental set-ups were considered: 5 under quasi-static condition (8D, 11D&G, 13D&G, Fig.1) and 3 under dynamic condition (15D, 16D, 17D, Fig. 2).

2.4 Data acquisition and processing

During tests, acquisitions of the data were carried out using the *TrapeziumX* software (Shimadzu, Japan). The data-processing was performed with *Matlab* (Massachusetts, USA). Mean curves were obtained by applying a two-way average moving filter (window size: N=500).

3. Results and discussion

Quasi-static results are provided in Fig. 1. No rupture of the set-up occurred. Though, an initial flip strength $I_s = 309N \pm 151N$ (mean \pm sd) of the prosthesis was observed at $3.78mm \pm 2.22mm$. Then, the maximum resistance $M_r = 800N \pm 132N$ was reached at $24.4mm \pm 8.73mm$. No significant difference was observed between M_r sound ligaments and M_r artificial ligaments (Matlab *ttest*, $P = 0.87$).

All the set-ups including a prosthesis implanted with 4 interference screws gave I_s higher than the strength applied to the CCL during walking in

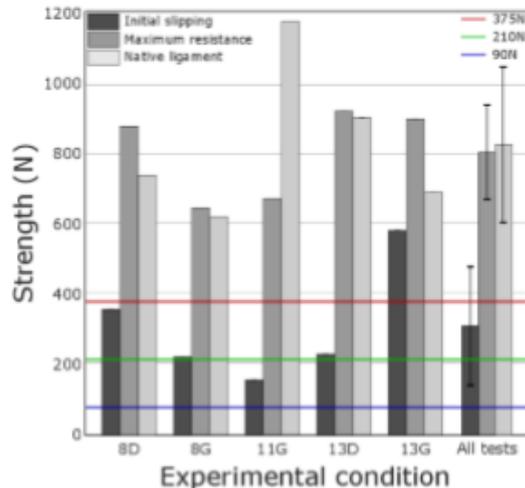


Figure 1. Histogram of the rupture load and I_s of 5 implanted knees (blue: load for walk 90N, green: trot 210N, red: gallop 375N)

dogs (90N). Besides, 4 out of the 5 tests were also higher than strength while trotting (210N). Lastly, M_r values were 1.54 to 4.27 times higher than I_s values. Sliding can be explained via two ways. First, it could be due to an incorrect implantation of interference screws, thus resulting in cancellous bone injury or abnormal compression of the ligament against the cancellous bone. The second reason could come from the insertion of the ligament prosthesis into the intra-articular subchondral part of both the femoral and tibial bone tunnels.

Dynamic investigations are displayed in Fig. 2. During the dynamic tests, the 100.000 cycles last for 48h and simulated typical locomotive motions. Distinct behaviors were outlined. Two of them exhibited similar responses (15D and 17D), for which the I_s values remain for 5h until the establishment of a plateau at 0.7mm and 2.22mm respectively. Then, the displacement remains insignificant for the last 43h. The 16D set-up shows a different behavior, including a resumption of the sliding (approx. 2.5mm) at 37h. X-ray examination reveals the implantation of the oblique femoro-distal and tibio-proximal screws in the growth cartilage. Cancellous bone properties within the growth zone are known to be poor because it is not yet organized or mineralized. During the 5 first hours, the displacement observed in 16D set-up can be explained by an incorrect pre-tension of the prosthesis at the interference screws implantation phase which allows

an initial flip of the set-up. Obviously, a dynamic test including 100.000 cycles is far beyond what a dog is expected to face in post-operative conditions. This would correspond to a dog trotting for at least 75km in less than 48h.

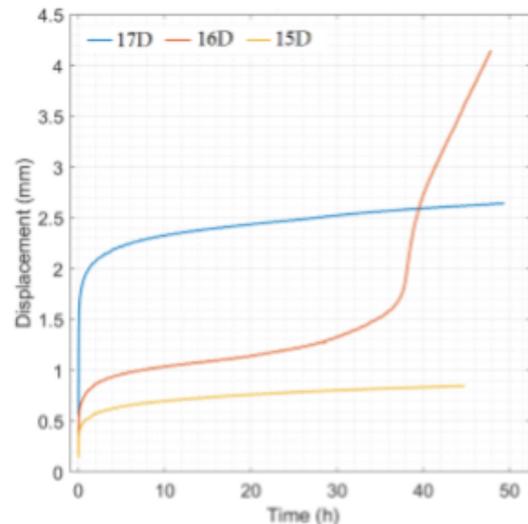


Figure 2. Plots of the mean curves of the dynamic tests for the following set-ups: 15D, 16D, and 17D.

4. Conclusions

In veterinary surgery of the ruptured CCL, this new system of stabilisation has no significant difference with the native ligament for the M_r load slipping. The I_s is superior to the strength of normal walk and very close to those of trotting. In the light of these biomechanical results, this new system could offer to adult dogs a good and secure stabilization of the knee with the usual post operative restriction of locomotion during the two months post operative period. This time is necessary to boost both fibrous and osseous integration of the ligament.

References

- [1] Kovalesky M.P, Boudrieau R.J., Pozzi A. ; Stiffle, in Tobias K. (2018) *Veterinary surgery small animal*, ELSEVIER, pp 1101-1111.
- [2] Jia, Zhenyu, Chenchen Xue, Wei Wang, Tianze Liu, Xuan Huang, et Weidong Xu. « Clinical Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using LARS Artificial Graft with an at Least 7-Year Follow-Up »: *Medicine* 96, n° 14 (avril 2017): e6568.
- [3] Kim, James, Kei Hayashi, Tanya Garcia, Sun-Young Kim, Rachel Entwistle, Amy Kapatkin, et Susan Stover. « Biomechanical Evaluation of Screw-In Femoral Implant in Cementless Total Hip System ». *Veterinary Surgery* 41, n° 1 (janvier 2012): 94-102.

*Corresponding author. Email: eric.viguiet@vetagro-sup.fr

ANNEXE 4

Effect of the number of interference screws for the fixation of an intra-articular cranial cruciate ligament prosthesis in dogs: Biomechanical study.

Q. Blanc^a, B. Gouin^b, P. Rafael^a, P. Moissonnier^a, C. Carozzo^a, P. Buttin^a, T. Cachon^a and E. Viguier^{a*}

^aUniversité de Lyon, VetAgro Sup, ICE, 69280, Marcy l'Etoile, France; ^bAix-Marseille Université, CNRS, ISM, Marseille, France

Keywords: biomechanics; dog; knee; ligament; cruciate

1. Introduction

Cranial cruciate ligament (CCL) disease is the most common cause of pelvic limb lameness in dogs. Complete rupture must be surgically treated.

In the past, intra-articular ligament prostheses have been implanted in dogs with mitigate results. Prosthesis tended to fail upon time (Legnani et al. 2010) and to increase progression of osteoarthritis. Up to date surgical techniques rely mostly on tibial osteotomies. They focus on modifying the biomechanical function of the knee to avoid cranial tibial thrust instead of replacing the injured ligament. (Cabrera et al. 2008)

In human surgery intra-articular techniques are actually a gold standard because of the spreading of a mini-invasive approach with arthroscopy for implantation of graft or new type of ligaments (Fedorová et al. 2015)(Purchase et al. 2007) It appears that the weakest link of the intra articular CCL repair is the bone fixation of the ligament. Interference screws allow the best fixation. In veterinary medicine, this technique is new and not well known.

The aim of this study was to test biomechanical properties of a repair of CCL rupture with an ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) prosthesis (Fmax 8000N) (Novalig, Novetech, Monaco) fixed with titanium interference screws on ex-vivo dog knee joints. We hypothesized that the resistance to failure of these prosthesis would be superior to normal walking and trotting conditions during immediate postoperative period. The purpose of this specific study was to assess the number of screws needed to achieve this resistance.

2. Methods

17 hindlimbs from seven adult dogs between 25 and 35 kg were taken. Dogs were of similar size and died from reasons unrelated to this study. Knees were dissected to let intact only tibia, CCL and femur. Each extremity of the bones was resin-sealed in two supports. Tensile tests of the CCL were performed using a traction system (AGS-X Shimadzu, Japan) with in a pretest of

20mm/s traction until the strength reached 10N, straightening the system. The final test consisted in a 1mm/sec traction to failure.

Failure was considered if the strength dropped to a value less than 10% of maximum strength or if displacement reached 25mm and initial failure was considered at the first decrease of tensile strength during the test.

Once CCL ruptured, prosthetic ligament was implanted and fixed with 2 interference screws (1 tibial oblique and 1 femoral oblique) and tested in the same way to failure. The screws were 4.5mm wide and the tunnel diameter was 3,6mm wide.

Each limb was re-implanted and re-tested with a new prosthetic ligament fixed with 3 interference screws (1 tibial oblique + 1 tibial transverse and 1 femoral oblique). The 4.5mm screw was removed and replaced by a 5mm screw in the same tunnel to avoid weakening from the previous test.

Finally, the last tensile test was performed with a 4 screws fixation of the ligament (Figure 1).



Figure 1: Cranial and lateral X Rays of implanted knees after traction: The UHMWPE prosthesis is fixed with 4 screws. 1: transverse femoral screw, 2: oblique femoral screw, 3: oblique tibial screw, 4: transverse tibial screw.

Initial failure, failure mode, maximum strength and stiffness were measured and recorded for analysis. Results of each fixation mode were compared to the

natural ligament values and between each other. Results were statistically analyzed using R.

3. Results and Discussion

The failure mode was the same for every ligament tested. Natural ligaments were torn on the tibial insertion; ligaments were slipping between the bone and the interference screw during or at the end of the tests.

	Failure Load N Mean (SD)	Initial Failure N Mean(SD)	Stiffness Mean (SD)
Natural ligament	888 (201)	614 (297)	224 (30)
4 screws	690 (115) *	347 (54)	132 (41)
3 screws	466 (150) *	292 (87)	116 (22)
2 screws	335 (59) * °	287 (60)	102 (38)

Table 1: Results, * relates significant difference to sound CCL; ° relates significant difference to 4 screws.

An ANOVA test revealed a significant difference between 2 screws and 3 screws model compared to natural ligament (p-value < 0.001 in both case) and between 2-screw and 4-screw fixation (p-value = 0.007) 4-screws fixation on the other hand was not statistically different from natural ligament.

Values of Initial failure was superior to the maximum estimated value measured during the walk and the trot (for both natural ligament (582N, SD: 276N, p-value < 0.001) and 4-screw fixation (347N, SD: 54N, p-value = 0.0181) according to a Student univariant t-test, but not for the 4-screw fixation at gallop.

Stiffnesses were similar for all three type of implantation and statistically different from the natural ligament (ANOVA test, p-value < 0.001 for each test). Their values stay quite similar (Table 1)

Moreover, these static tests have shown us that the 2 screws and 3 screws method fail to recreate natural ligament maximum resistance. Because of the slipping of the ligament between bone and the oblique tibial screw in the 2 screws test and the slipping against the oblique femur screw in the 3 screws test. The fixation of the ligament could be the weakest for the oblique screw and the strongest for the transverse one. Oblique and transverse fixations could be stronger in the femur than in the tibia. 4-screw fixation has presented a large standard deviation may be depending the quality of the fixation for the transverse femoral screws.

Stiffness of this prosthesis is statistically different from the natural ligament's, but the values are of the same magnitude. This could be deemed acceptable as obtaining the exact modulus of a natural ligament with a prosthesis is not the objective.

4. Conclusions

This study shows us that the fixation of the ligament with 4 screws is stronger than with 3 screws, itself stronger than 2 screws. Transverse fixations are stronger than oblique fixations. Fixations in the femur are stronger than those in the tibia but the strength is variable.

UHMWPE intra-articular ligament fixed with 4 interference screws is proved to be able to withstand normal walking and trotting condition in the immediate postoperative period.

This technique could be reconsidered as an option for treatment of ruptured CCL in large dogs.

Further biomechanical fatigue analysis of this prosthetic ligament with these fixations will be needed to validate the efficiency of the bone fixation of the ligament during simulation of locomotion during the healing of conjunctive and bone tissues.

References

- Cabrera SY et al. 2008. Comparison of tibial plateau angles in dogs with unilateral versus bilateral cranial cruciate ligament rupture: 150 cases (2000-2006). *J Am Vet Med Assoc.* 232(6):889-92.
- Fedorová P, Srnc R, Pěňčík J, Dvořák M, Krbec M, Nečas A. 2015. Intra-articular reinforcement of a partially torn anterior cruciate ligament (ACL) using newly developed UHMWPE biomaterial. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 82(3):222-8.
- Hospodar SJ, Miller MD. 2009. Controversies in ACL reconstruction: bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction remains the gold standard. *Sports Med Arthrosc Rev.* déc;17(4):242-6.
- Kim JY et al. 2012. Biomechanical Evaluation of Screw-In Femoral Implant in Cementless Total Hip System. *Vet Surg.*41(1):94-102.
- Legnani C, Ventura A, Terzaghi C, Borgo E, Albisetti W. 2010. Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature. *Int Orthop.* 34(4):465-71.
- Purchase R, Mason R, Hsu V, Rogers K, Gaughan J, Torg J. 2007. Fourteen-year prospective results of a high-density polyethylene prosthetic anterior cruciate ligament reconstruction. *J Long Term Eff Med Implants.* 17(1):13-9.

*Corresponding author. Email: eric.viguiet@vetagro-sup.fr

RAFAEL Paul

CONTRIBUTION A L'ETUDE DE DEUX SYSTEMES DE FIXATION PAR DES VIS D'INTERFERENCE D'UN LIGAMENT ARTIFICIEL INTRA ARTICULAIRE DANS LE REMPLACEMENT DU LIGAMENT CROISE CRÂNIAL CHEZ LE CHIEN.

Thèse d'Etat de Doctorat Vétérinaire : Lyon, 22/10/2020

RESUME : La rupture de ligament croisé antérieur est une cause extrêmement fréquente de consultation en orthopédie vétérinaire. Avec une prévalence de 4,87% chez les chiens, c'est l'atteinte orthopédique la plus courante des membres pelviens. C'est une affection qui doit être prise en charge chirurgicalement. De nombreuses méthodes ont été décrites et l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial est aujourd'hui la technique de référence chez le chien. Toutefois, l'avènement récent de matériaux hautement résistants et biocompatibles relance l'intérêt du remplacement de ces ligaments par des prothèses ligamentaires en médecine humaine mais également en médecine vétérinaire.

Cette étude biomécanique, réalisée sur modèle cadavérique de genou de chien (n=14), doit permettre de comparer deux systèmes d'ancrage d'un ligament artificiel par des vis d'interférence. Dans le premier groupe (n=7), les deux vis sont placées dans le tunnel osseux de l'espace articulaire vers la métaphyse (système In-Out) tandis que dans le second groupe (n=7), elles sont placées dans le sens opposé (système Out-In). Les paramètres étudiés lors de la traction sur le montage sont le mode de rupture du montage, la force maximale à laquelle le montage résiste et le déplacement associé, la force associée à un déplacement de 3mm et la rigidité du système. L'étude montre la Force associée à 3mm de déplacement est environ deux fois supérieure dans le groupe In-Out donc deux vis d'interférence disposées en In-Out permettent une meilleure résistance initiale en traction qu'un montage Out-In pour des valeurs compatibles à une stabilisation du grasset acceptable.

MOTS CLES :

- Ligament croisé crânial
- Ligament artificiel
- Biomécanique
- Vis d'interference
- Chien

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Olivier MONNEUSE
1er Assesseur : Monsieur le Professeur Eric VIGUIER
2ème Assesseur : Monsieur le Professeur Thibaut CACHON

DATE DE SOUTENANCE : 22/10/2020

ADRESSE DE L'AUTEUR :

RAFAEL Paul, Les Gaillets 71460 Genouilly