



Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)

OATAO is an open access repository that collects the work of Toulouse researchers and makes it freely available over the web where possible.

This is an author-deposited version published in : <http://oatao.univ-toulouse.fr/>
Eprints ID : 17307

To cite this version :

Patard, François. *Contribution à l'étude morphométrique du ligament collatéral médial du grasset chez le chien*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse - ENVT, 2016, 77 p.

Any correspondence concerning this service should be sent to the repository administrator: staff-oatao@listes-diff.inp-toulouse.fr

CONTRIBUTION A L'ETUDE MORPHOMETRIQUE DU LIGAMENT COLLATERAL MEDIAL DU GRASSET CHEZ LE CHIEN

THESE
pour obtenir le grade de
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

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

par

PATARD François
Née, le 18/06/1990 à Paris (75)

Directeur de thèse : Mme Sophie PALIERNE

JURY

PRESIDENT :
M. Paul BONNEVIALLE

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESEURS :
Mme Sophie PALIERNE
M. André AUTEFAGE

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE
Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Répartition des Enseignants-Chercheurs par Département.

Mise à jour : 06/09/2016

DIRECTRICE : ISABELLE CHMITELIN

ELEVAGE ET PRODUITS/SANTÉ PUBLIQUE VÉTÉRINAIRE	SCIENCES BIOLOGIQUES ET FONCTIONNELLES	SCIENCES CLINIQUES DES ANIMAUX DE COMPAGNIE, DE SPORT ET DE LOISIRS
<p>Responsable : M. SANS</p> <p><u>ALIMENTATION ANIMALE :</u> M. ENJALBERT Francis, PR Mme PRIYMENKO Nathalie, MC Mme MEYNADIER Annabelle, MC</p> <p><u>EPIDEMIOLOGIE :</u> Mathilde PAUL, MC</p> <p><u>MALADIES REGLEMENTEES-ZOONOSES-MEDECINE PREVENTIVE DES CARNIVORES DOMESTIQUES-DROIT VETERINAIRE :</u> M. PICAUVET Dominique, PR</p> <p><u>PARASITOLOGIE-ZOOLOGIE :</u> M. FRANC Michel, PR M. JACQUIET Philippe, PR M. LIENARD Emmanuel, MC Mme BOUHSIRA Emilie, MC</p> <p><u>HYGIENE ET INDUSTRIE DES ALIMENTS :</u> M. BRUGERE Hubert, PR M. BAILLY Jean-Denis, PR Mme BIBBAL Delphine, MC Mme COSTES Laura, AERC Mme DAVID Laure, MCC</p> <p><u>PATHOLOGIE DE LA REPRODUCTION :</u> M. BERTHELOT Xavier, PR M. BERGONIER Dominique, MC Mme CHASTANT-MAILLARD Sylvie, PR Mme HAGEN-PICARD Nicole, PR M. NOUVEL Laurent-Xavier, MC Mme MILA Hanna, MC</p> <p><u>PATHOLOGIE DES RUMINANTS :</u> M. SCHELCHER François, PR M. FOUCRAS Gilles, PR M. CORBIERE Fabien, MC M. MAILLARD Renaud, MC M. MEYER Gilles, PR</p> <p><u>PRODUCTION ET PATHOLOGIE AVIAIRE ET PORCINE :</u> Mme WARET-SZKUTA Agnès, MC M. JOUGLAR Jean-Yves, MC M. GUERIN Jean-Luc, PR M. LE LOC'H Guillaume, MC</p> <p><u>PRODUCTIONS ANIMALES AMELIORATION GENETIQUE ECONOMIE :</u> M. DUCOS Alain, PR M. SANS Pierre, PR M. RABOISSON Didier, MC</p>	<p>Responsable : Mme GAYRARD</p> <p><u>ANATOMIE :</u> M. MOGICATO Giovanni, MC M. LIGNEREUX Yves, PR Mme DEVIERS Alexandra, MC</p> <p><u>ANATOMIE PATHOLOGIQUE - HISTOLOGIE :</u> M. DELVERDIER Maxence, PR Mme LETRON-RAYMOND Isabelle, MC Mme BOURGES-ABELLA Nathalie, PR Mme LACROUX Caroline, PR</p> <p><u>BIOLOGIE MOLECULAIRE :</u> Mme BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle, MC</p> <p><u>MICROBIOLOGIE – IMMUNOLOGIE - MALADIES INFECTIEUSES :</u> M. MILON Alain, PR M. BERTAGNOLI Stéphane, PR M. VOLMER Romain, MC Mme BOULLIER Séverine, MC Mme DANIELS Héléne, MC</p> <p><u>BIOSTATISTIQUES :</u> M. CONCORDET Didier, PR M. LYAZRHI Faouzi, MC</p> <p><u>PHARMACIE-TOXICOLOGIE :</u> M. PETIT Claude, PR Mme CLAUW Martine, PR M. GUERRE Philippe, PR M. JAEG Philippe, MC</p> <p><u>PHYSIOLOGIE –PHARMACOLOGIE THERAPEUTIQUE :</u> M. BOUSQUET-MELOU Alain, PR Mme GAYRARD-TROY Véronique, PR Mme FERRAN Aude, MC M. LEFEBVRE Hervé, PR</p> <p><u>BIOCHIMIE :</u> Mme BENNIS-BRET Lydie, MC</p> <p><u>ANGLAIS :</u> M. SEVERAC Benoît, PLPA Mme MICHAUD Françoise, PCEA</p>	<p>Responsable : Mme CADIERGUES</p> <p><u>ANESTHESIOLOGIE</u> M. VERWAERDE Patrick, MC</p> <p><u>CHIRURGIE :</u> M. AUTEFAGE André, PR M. ASIMUS Erik, MC M. MATHON Didier, MC Mme MEYNAUD-COLLARD Patricia, MC Mme PALIERNE Sophie, MC</p> <p><u>MEDECINE INTERNE :</u> Mme DIQUELOU Armelle, MC M. DOSSIN Olivier, MC Mme LAVOUE Rachel, MC Mme GAILLARD-THOMAS Elodie, MCC</p> <p><u>OPHTALMOLOGIE :</u> M. DOUET Jean-Yves, MC</p> <p><u>DERMATOLOGIE :</u> Mme CADIERGUES Marie-Christine, PR</p> <p><u>IMAGERIE MEDICALE</u> M. CONCHOU Fabrice, MC</p> <p><u>BIOLOGIE MOLECULAIRE :</u> Mme TRUMEL Catherine, PR</p> <p><u>PATHOLOGIE DES EQUIDES :</u> M. CUEVAS RAMOS Gabriel, MC Mme PRADIER Sophie, MC Mme LALLEMAND Elodie, AERC</p>

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Paul BONNEVIALLE,

Professeur des Universités
Praticien hospitalier
Chirurgie orthopédique et traumatologique

*Qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse,
Hommages respectueux.*

A Madame le Docteur Sophie PALIERNE

Maître de Conférence de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Chirurgie des animaux de compagnie

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse et guidé tout au long de ce travail.

*Pour son implication, son soutien, sa confiance, sa patience et sa gentillesse.
Qu'elle trouve ici l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.*

A Monsieur le Professeur André AUTEFAGE

Professeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
Pathologie chirurgicale

*Pour sa confiance et l'aide qu'il nous a apportées tout au long de la réalisation de ce projet,
Sincères reconnaissances*

Table des matières :

Liste des tableaux :	6
Liste des figures :	7
INTRODUCTION.....	9
I. ETAT ACTUEL DES CONNAISSANCES.....	10
I-A. Anatomie du Grasset	10
I-A-1. Les articulations	10
I-A-2. Capsule articulaire et membrane synoviale.....	11
I-A-3. Les ménisques	13
I-A-4. Les ligaments.....	14
I-B. Ligament collatéral médial : implications cliniques.....	18
I-B-1. Les lésions traumatiques.....	18
I-B-2. Impacts d'une rupture du ligament croisé crânial sur le LCM.....	20
I-B-2-A. Planification pré-opératoires	22
I-B-2-A-a. Mesures de l'angle du plateau tibial (APT)	23
I-B-2-A-b. Choix de la scie et de la position du trait d'ostéotomie	24
I-B-2-B. Technique chirurgicale de l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial (TPLO).....	26
I-B-2-C. Complications liées à la TPLO pouvant impliquer le LCM.....	28
I-C. Caractérisation clinique et morphologique du LCM	29
I-C-1. Caractérisation clinique du LCM	29
I-C-1-A. L'examen clinique, radiographique et tomodensitométrie	29
I-C-1-B. L'ultrasonographie	31
I-C-1-C. L'Imagerie par Résonance Magnétique.....	31
I-C-2. Caractérisations morphologique et morphométrique du LCM.....	34
II. ETUDE EXPERIMENTALE : MATERIELS ET METHODES	38
II-A. Contexte de l'étude.....	38
II-B. Matériel animal et préparation des grasset.....	39
II-B-1. Effectif étudié.....	39
II-B-2. Dissection des grasset	39

II-C. Acquisition des images photographiques et radiologiques.....	40
II-C-1. Acquisition des images photographiques	40
II-C-2. Acquisition des images radiographiques	43
II-D. Description des paramètres mesurés.....	45
II-D-1. Paramètres mesurés sur les photographies	45
II-D-2. Paramètres mesurés sur les radiographies	48
II-E. Analyse statistique.....	52
III. ETUDE EXPERIMENTALE : RESULTATS ET DISCUSSION	53
III-A. Résultats	53
III-A-1. Caractéristiques morphométriques du LCM du chien.....	53
III-A-1-A. Résultats des paramètres mesurés sur les photographies.....	53
III-A-1-B. Répétabilité et reproductibilité des mesures	54
III-A-1-C. Résultats des paramètres mesurés sur les radiographies.....	56
III-A-2. Répercussions de la TPLO sur le LCM.....	57
III-B. Discussion	59
III-B-1. Les résultats.....	59
III-B-1-A. Anatomie descriptive du LCM du chien.....	59
III-B-1-B. Caractérisation morphométrique du LCM du chien	60
III-B-1-C. Les répercussions de la TPLO sur le LCM.....	61
III-B-1-C-a. TPLO et rupture du LCM.....	61
III-B-1-C-b. TPLO et isométrie du LCM	62
III-B-2. Les limites de l'étude	63
III-B-2-A. Etude mono- raciale.....	63
III-B-2-B. Répétabilité et reproductibilité	64
III-B-2-B-a. Répétabilité	64
III-B-2-B-b. Reproductibilité.....	65
III-B-2-C. Différence entre les données photographiques et radiologiques	66
III-B-3. Les perspectives	67
III-B-3-A. Etude multiraciale.....	67
III-B-3-B. Amélioration du protocole.....	68

III-B-3-C. Etude des conséquences d'une TPLO sur le LCM.....	68
III-B-3-C-a. L'isométrie	68
III-B-3-C-b. Etude mécanique	69
CONCLUSION.....	70

Liste des tableaux :

Tableau n°1 : Statistiques descriptives des mesures morphométriques du LCM obtenues sur les images photographiques des 24 grassets étudiés, par l'observateur principal	53
Tableau n°2 : Résultats de la variabilité intra-observateur des 13 paramètres étudiés	54
Tableau n°3 : Valeurs moyennes des paramètres mesurés, obtenues par les 2 observateurs et résultat du test du T de Student apparié	55
Tableau n°4 : Statistiques descriptives des mesures morphométriques du LCM obtenues sur les images radiographiques des 24 grassets étudiés, par l'observateur principal	56
Tableau n°5 : Moyennes, écart-types, valeurs maximales et minimales des différences entre les paramètres mesurés sur les photographies et sur les radiographies	56
Tableau n°6 : Index de position proximale (O_1/T_1) et distale (O_2/T_1) de l'insertion tibiale distale du LCM	57
Tableau n°7 : Résultats des paramètres impliquant le LCM lors d'une TPLO.....	58
Tableau n°8 : Valeurs moyennes des 13 paramètres mesurés par les 2 observateurs et pourcentages moyens des différences entre les mesures des 2 observateurs	65

Liste des figures :

Figure n°1 : Articulation du grasset chez le chien	11
Figure n°2 : Capsule articulaire du grasset gauche	12
Figure n°3 : Vue proximo-tibiale du plateau tibial et des ménisques en place	13
Figure n°4 : Photographie d'une coupe sagittale passant par le condyle fémoral médial du grasset.....	13
Figure n°5 : Structures ligamentaires de l'articulation du grasset gauche	15
Figure n°6 : Schéma illustrant les sites d'origine et d'insertion du LCL.....	16
Figure n°7 : Le LCL en flexion et en extension.....	16
Figure n°8 : Schéma illustrant les sites d'origine et d'insertion du LCM	17
Figure n°9 : Le LCM en flexion et en extension.....	17
Figure n°10 : Les différentes techniques de stabilisation chirurgicale des lésions du LCM ...	19
Figure n°11 : Illustration des deux techniques de correction de la pente du plateau tibial.....	21
Figure n°12 : Réduction de la force de poussée tibiale crâniale par la technique d'avancement de la tubérosité tibiale (TTA).....	22
Figure n°13 : Détermination de l'APT par construction sur une radiographie d'incidence médio-latérale.....	23
Figure n°14 : Calcul de l'APT post-opératoire (TPA') à partir de l'APT pré-opératoire (TPA) et du rayon de courbure (R) de la scie circulaire.....	24
Figure n°15 : Planification pré-opératoire du diamètre de la scie et positionnement	26
Figure n°16 : Photographies des étapes chirurgicales de la TPLO	27
Figure n°17 : Radiographies post-opératoire	28
Figure n°18 : Evaluation clinique et radiographique du LCM.....	30
Figure n°19 : (A) Image IRM dans le plan dorsal et (B) coupe anatomique correspondante du genou	33
Figure n°20 : Anatomie du LCM chez l'homme.....	34
Figure n°21 : Représentation graphique des résultats obtenus par Koch concernant certains paramètres morphologiques du LCM.....	37
Figure n°22 : Photographies de la dissection d'un grasset.....	39
Figure n°23 : Photographies avant (A) et après (B) désinsertion du LCM suite à l'application d'encre de chine	40
Figure n°24 : Positionnement du trépied et de l'appareil photo.....	41
Figure n°25 : Plateau de positionnement des grassets.....	41

Figure n°26 : Exemples de clichés obtenus pour le grasset droit du chien n°8	42
Figure n°27 : Positionnement pour l’acquisition des clichés radiographiques	43
Figure n°28 : Photographie des surfaces d’insertions du LCM après l’application de la pâte sur le grasset droit du chien n°11 Microtrast®	44
Figure n°29 : Exemple de cliché radiographique réalisé après l’application de Microtrast®, chien n°7 gauche	44
Figure n°30 : Mesures de la largeur du LCM.....	45
Figure n°31 : Description des paramètres mesurés relatifs aux zones d’insertion du LCM	47
Figure n°32 : Mesures de O_1 et O_2	48
Figure n°33 : Descriptions des paramètres mesurés sur les clichés radiographiques	49
Figure n°34 : Planification pré-opératoire de TPLO sur le grasset droit du chien n°1	50
Figure n°35 : Paramètres mesurés sur les radiographies post-planification.....	51
Figure n°36 : Valeurs moyennes des paramètres mesurés sur les images photographiques des 24 grassets étudiés	54
Figure n°37 : Deux cas de figure lors de la planification d’une TPLO.....	58
Figure n°38 : La dissection du grasset permettant d’isoler le LCM (A) a permis de mettre en évidence les zones libres du LCM en glissant des broches sous le ligament (B).	60
Figure n°39 : Répercussion d’une TPLO sur l’axe et la longueur du LCM	62

INTRODUCTION

L'anatomie du grasset du chien est aujourd'hui bien décrite, en particulier celle du ligament croisé crânial et des ménisques. Cette bonne connaissance anatomique est sans doute liée au fait que la rupture du ligament croisé crânial représente l'affection la plus courante du grasset chez le chien. Les lésions des ligaments collatéraux étant beaucoup plus rares, il existe très peu d'éléments les concernant, dans la littérature scientifique vétérinaire.

Ces dernières années ont vu se développer de nouvelles techniques de traitement chirurgical de la rupture du ligament croisé crânial chez le chien. Le nivellement du plateau tibial (TPLO pour Tibial Plateau Leveling Osteotomy) représente l'une des techniques actuelles de choix, basée sur la diminution de la force de poussée tibiale crâniale. Or, cette technique qui se caractérise par une ostéotomie et la mise en place d'une plaque vissée en région proximo-médiale du tibia, pourrait interférer avec le ligament collatéral médial du grasset.

L'objectif de ce travail est de caractériser l'anatomie du ligament collatéral médial du grasset du chien. Un intérêt tout particulier sera donné aux points d'insertion de ce ligament, de façon à pouvoir évaluer les éventuels impacts qui pourraient s'y jouer lors de TPLO.

I. ETAT ACTUEL DES CONNAISSANCES

I-A. Anatomie du Grasset

I-A-1. Les articulations

Le grasset est une articulation synoviale complexe, comprenant une double articulation fémoro-tibiale et fémoro-patellaire.

La partie distale du fémur comprend en effet :

- Une trochlée fémorale sur la face crâniale qui accueille la patelle pour former **l'articulation fémoro-patellaire**. Cette surface articulaire est augmentée par la présence de fibrocartilages para-patellaires qui glissent sur les lèvres de la trochlée fémorale de part et d'autre de la patelle.
- Deux condyles, un latéral et un médial qui répondent à la surface articulaire proximale du tibia, le plateau tibial, pour former **l'articulation fémoro-tibiale**.

Le plateau tibial est composé de deux condyles, médial et latéral, légèrement convexes. Ils sont séparés l'un de l'autre par une surface non articulaire, l'éminence intercondyloire, bordée par 2 petits reliefs osseux, les tubercules intercondyloires latéral et médial.

La partie proximo-latérale du tibia s'articule également avec la partie proximale de la fibula. Cette **articulation tibio-fibulaire** joue un rôle mineur dans la mobilité articulaire du grasset mais intervient dans sa stabilisation.

La patelle, os sésamoïde majeur le plus volumineux de l'articulation du grasset, se trouve dans le tendon du muscle quadriceps fémoral. L'articulation fémoro-patellaire optimise la fonction d'extension du muscle quadriceps fémoral en jouant un rôle de poulie de renvoi, et protège ainsi le tendon rotulien. (Vasseur 2003 ; Evans, DeLahunta 2013).

Le poids du chien s'exerce principalement à travers l'articulation fémoro-tibiale et se répartit entre les condyles fémoraux médial et latéral puis est transmis aux condyles tibiaux correspondants.

Ces 2 articulations sont interdépendantes de telle sorte qu'aucun mouvement de l'articulation fémoro-tibiale ne peut s'effectuer sans entraîner un mouvement de l'articulation fémoro-patellaire (Miller 2013).

Outre la patelle, 3 autres os sésamoïdes participent à l'anatomie du grasset.

Les fabelles médiale et latérale, ou os sésamoïdes supracondyliques se situent dans les tendons d'insertion des chefs latéral et médial du muscle gastrocnémien. Elles sont rattachées au fémur par de petites facettes articulaires situées sur la partie caudale du condyle fémoral correspondant. Le dernier os sésamoïde se trouve dans le tendon du muscle poplité et s'articule avec le condyle tibial latéral (Evans, DeLahunta 2013). Ces 3 dernières articulations sont négligeables.

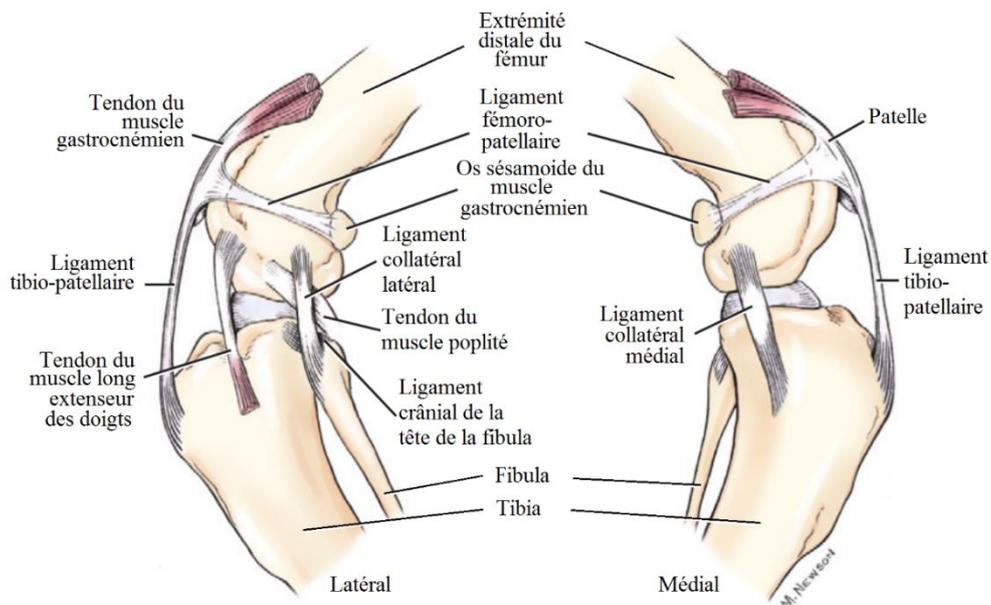


Figure n°1 : Articulation du grasset chez le chien (Evans, DeLahunta 2013)

I-A-2. Capsule articulaire et membrane synoviale

La capsule articulaire du grasset est la plus vaste du corps. Elle est constituée d'une couche fibreuse externe et de la membrane synoviale vers l'intérieur de l'articulation. La capsule articulaire est formée de trois sacs distincts mais communicants (Cf. Figure n°2). Le sac le plus volumineux se situe entre la patelle et le fémur ; les deux autres sont situés entre les condyles fémoraux et tibiaux, l'un en face médiale et l'autre en face latérale (Vasseur 2003). La partie patellaire de la capsule articulaire est tellement vaste qu'une partie fait protrusion sous le tendon du muscle quadriceps fémoral sur environ 1,5 cm. Elle s'attache également aux marges de la patelle au niveau des fibrocartilages para-patellaires. Chez les chiens de grandes races, la partie patellaire de la capsule s'étend sur environ 2 cm depuis les lèvres de la trochlée vers les épicondyles fémoraux (Evans, DeLahunta 2013). Les sacs fémoro-tibiaux et le sac patellaire se

rejoignent distalement sans démarcation franche. Distalement à la patelle, les couches fibreuse et synoviale de la capsule articulaire sont séparées par une importante quantité de tissu adipeux. Cette portion constitue le coussinet adipeux infra-patellaire extrasynovial. Les sacs fémoro-tibiaux sont tous deux partiellement divisés par les ménisques en parties fémoro-méniscales et tibio-méniscales. La partie fibreuse de la capsule est fermement attachée aux ménisques. Ces deux parties communiquent sur les bords concaves des ménisques.

De petits récessus synoviaux sont présents entre les extrémités caudo-proximales des condyles fémoraux et les fabelles (Cf. Figure n°2). La capsule articulaire fémoro-tibiale latérale possède 3 poches supplémentaires :

- Une extension distale d'approximativement 2 cm qui entoure entièrement le tendon du muscle long extenseur des doigts formant ainsi une gaine synoviale autour du tendon.
- Une petite extension capsulaire qui s'insinue entre la tête de la fibula et le condyle tibial latéral.
- Une extension qui entoure partiellement le tendon du muscle poplité sur l'épicondyle latéral du fémur, créant une petite bourse synoviale (Evans, DeLahunta 2013).

La capsule articulaire est renforcée par un rétinacle fibreux para-patellaire et par certains tendons et ligaments qui délimitent l'articulation du grasset (Vasseur 2003).

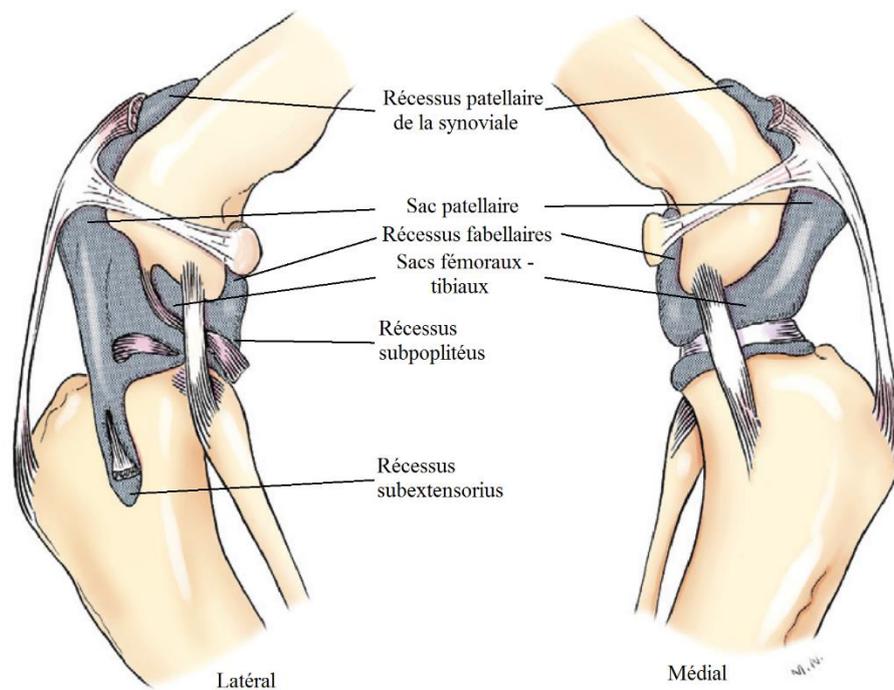


Figure n°2 : Capsule articulaire du grasset gauche (Evans, DeLahunta 2013)

I-A-3. Les ménisques

Les ménisques, latéral et médial, sont des structures fibro-cartilagineuses semi-lunaires qui s'interposent entre les surfaces articulaires distale du fémur et proximale du tibia permettant une congruence articulaire optimale. En section selon le plan frontal du membre, les ménisques ont une forme en coin, avec la partie la plus épaisse située en périphérie de l'articulation (Cf. Figure n°4). Cette partie est intimement liée à la capsule articulaire. Chaque ménisque est ancré au plateau tibial par un ligament ménisco-tibial crânial et caudal (Cf. Figures n°3 et n°5). Le ménisque latéral possède une attache fémorale par le ligament ménisco-fémoral, à la différence du ménisque médial. Un ligament inter-méniscal, ou ligament transverse, unit les ligaments ménisco-tibiaux crâniens (Vasseur 2003).

Le bord abaxial des ménisques est convexe et épais tandis que le bord axial est extrêmement concave et pointu. Le ménisque latéral est légèrement plus épais et forme un arc légèrement plus grand que le ménisque médial. Les ménisques sont formés à partir de la couche fibreuse de la capsule articulaire et sont recouverts par la membrane synoviale (Evans, DeLahunta 2013).

Les ménisques ont un rôle essentiel dans l'articulation. Ils permettent en premier lieu de stabiliser l'articulation en comblant l'espace entre le fémur et le tibia permettant une bonne congruence articulaire (Cf. Figure n°4). Ils ont également le rôle non négligeable d'amortisseur de l'articulation.

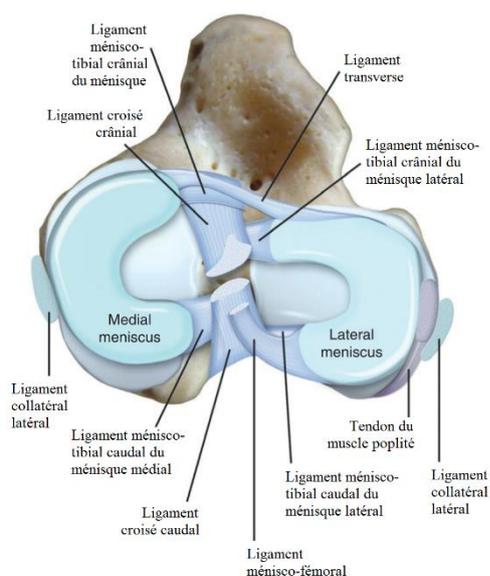


Figure n°3 : Vue proximo-tibiale du plateau tibial et des ménisques en place (Tobias, Johnston 2012)

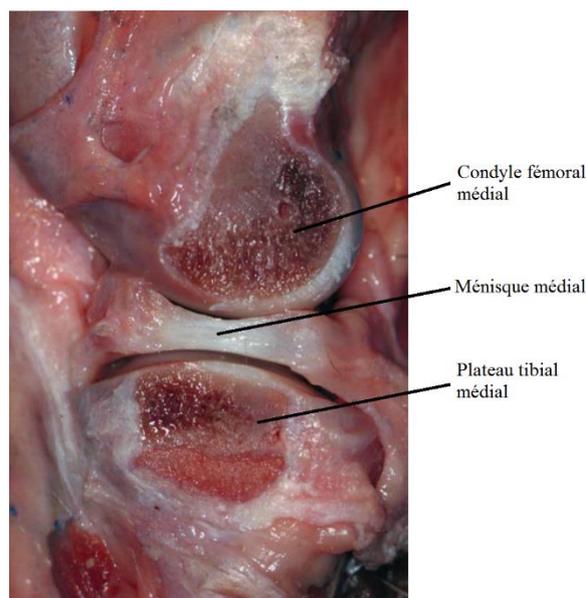


Figure n°4 : Photographie d'une coupe sagittale passant par le condyle fémoral médial du grasset (Tobias, Johnston 2012)

I-A-4. Les ligaments

Quatre ligaments stabilisent passivement le grasset : le ligament croisé crânial, le ligament croisé caudal, le ligament collatéral latéral et le ligament collatéral médial (Canapp Jr. 2007).

Les ligaments croisés crânial (LCCr) et caudal (LCCd) sont nommés en lien avec leurs insertions tibiales respectives. Ce sont des structures intra-articulaires mais extra-synoviales puisque ces ligaments sont recouverts par la membrane synoviale. Leur vascularisation provient majoritairement du tissu synovial qui les recouvre, plutôt que de leurs points d'insertion fémoral et tibial.

Le ligament croisé caudal (LCCd) prend naissance dans la fosse intercondyloire sur le bord latéral du condyle fémoral médial et se prolonge caudo-distalement jusqu'au bord latéral du creux poplité (Cf. figures n°3 et n°5).

Il est divisé en deux parties fonctionnelles :

- Une partie crâniale, la plus large, tendue en flexion et relâchée en extension.
- Une partie caudale tendue en extension et relâchée en flexion.

Le ligament croisé caudal empêche le glissement caudal du tibia par rapport au fémur et permet de limiter la rotation interne du tibia en s'enroulant avec le ligament croisé crânial. Il limite l'hyperextension ainsi que les mouvements de varus et de valgus lors de la flexion (Vasseur 2003).

Le ligament croisé crânial (LCCr) 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 (Cf. Figures n°3 et n°5). Il se divise en deux portions :

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

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. La présence de mécanorécepteurs et de nombreuses fibres nerveuses afférentes, au sein du ligament croisé crânial permet, lorsque s'exercent des forces de tension importantes, une contraction simultanée des muscles postérieurs de la cuisse et un relâchement du quadriceps fémoral protégeant ainsi l'intégrité du ligament (Vasseur 2003). Le ligament croisé crânial est le principal système qui

empêche le déplacement caudal des condyles fémoraux par rapport au plateau tibial et qui protège le grasset d'une hyper-extension. Tout comme le ligament croisé caudal, il limite la rotation interne du tibia grâce à l'enroulement autour du ligament croisé caudal ainsi que les mouvements excessifs de varus et valgus lors de la flexion.

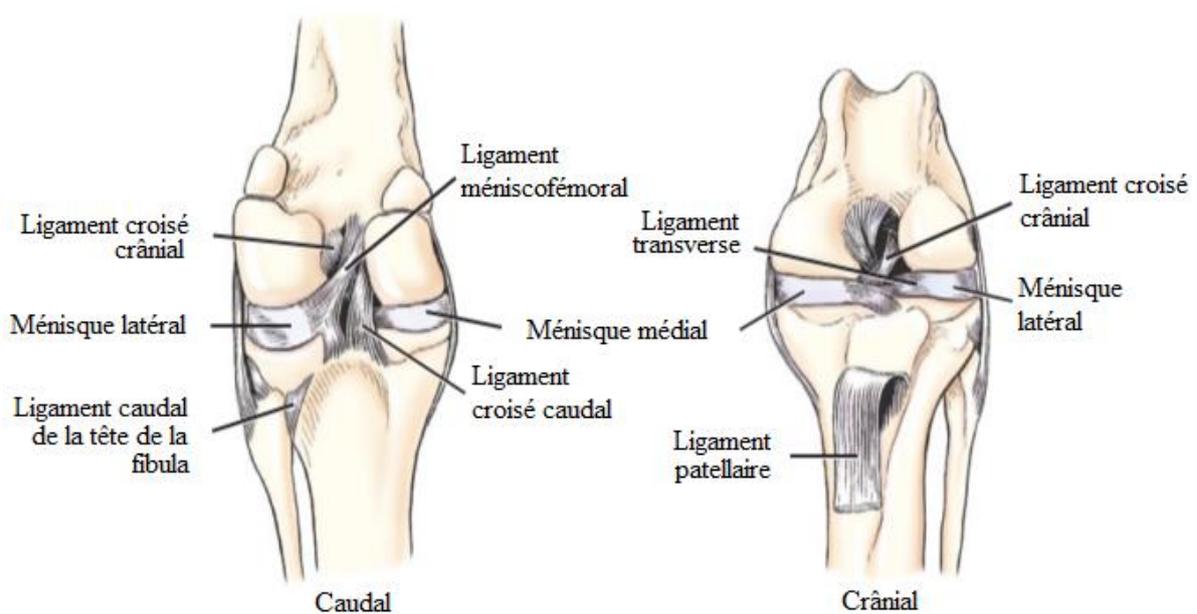


Figure n°5 : Structures ligamentaires de l'articulation du grasset gauche (Evans, DeLahunta 2013)

Les ligaments collatéraux sont les principaux moyens de contention luttant contre les mouvements de varus (ligament collatéral latéral) et de valgus (ligament collatéral médial) du grasset. Leur rôle de contention est majeur en extension puisque lors de la flexion, ce sont les ligaments croisés qui permettent principalement de limiter les mouvements de varus et de valgus (Vasseur 2003).

Le ligament collatéral latéral (LCL) prend son origine sur une surface ovale rugueuse de l'épicondyle fémoral latéral. Il passe superficiellement au tendon du muscle poplité et s'étend caudo-distalement pour s'insérer principalement sur la tête de la fibula (Cf. Figure n°6). Seules quelques fibres du ligament s'insèrent sur le condyle latéral du tibia. Les fibres du ligament sont orientées longitudinalement et conservent une largeur constante sur toute sa longueur. Le ligament collatéral latéral n'est relié à la capsule articulaire que par l'intermédiaire d'un tissu conjonctif lâche et ne possède pas de réelle attache au ménisque latéral.

Le ligament collatéral latéral est tendu en extension et la totalité du ligament se relâche en flexion (Cf. Figure n°7) (Vasseur, Arnoczky 1981).



Figure n°6 : Schéma illustrant les sites d'origine et d'insertion du LCL (Vasseur, Arnoczky 1981)

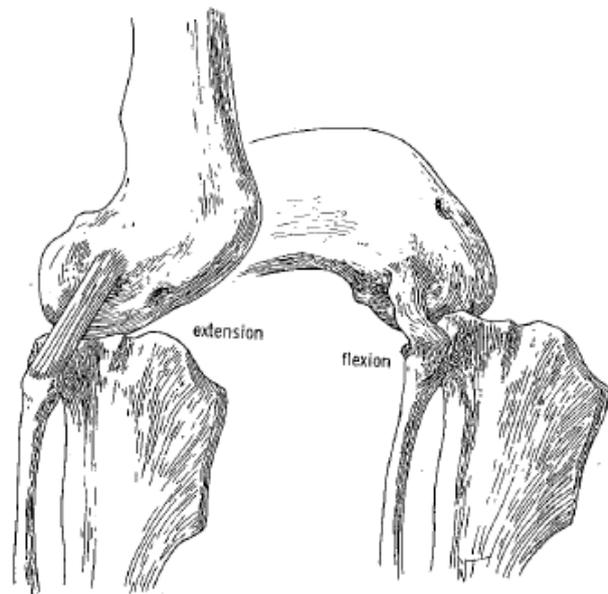


Figure n°7 : Le LCL en flexion et en extension (Vasseur, Arnoczky 1981)

Le ligament collatéral médial (LCM) prend naissance sur une zone ovale de l'épicondyle médial du fémur. Le ligament se poursuit distalement et forme une forte attache à la capsule articulaire et au ménisque médial puis passe superficiellement au site de fixation tibial du muscle semi membraneux. Il se termine sur une large zone s'insertion rectangulaire sur le tibia en face médial proximale (Cf. Figure n°8). Les fibres sont orientées longitudinalement et conservent une largeur approximativement constante.

Une petite bourse séreuse est systématiquement trouvée entre le ligament collatéral médial et le tibia, suggérant des mouvements de translation entre le ligament et la surface de l'os. En effet, le ligament collatéral médial se déplace caudalement lors de la flexion. La bourse séreuse permet sans doute de minimiser les frictions lors de ces déplacements (Vasseur, Arnoczky 1981). Le ligament mesure plus de 4 cm de long chez les chiens de race moyenne. Comme le ligament collatéral latéral, le ligament collatéral médial est tendu en extension. En revanche, en flexion, seule la partie caudale du ligament se relâche, tandis que la partie crâniale reste tendue sur la totalité de l'amplitude normale des mouvements (Cf. Figure n°9)

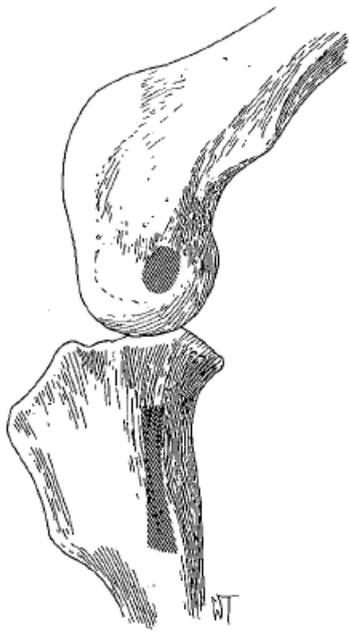


Figure n°8 : Schéma illustrant les sites d'origine et d'insertion du LCM (Vasseur, Arnoczky 1981)

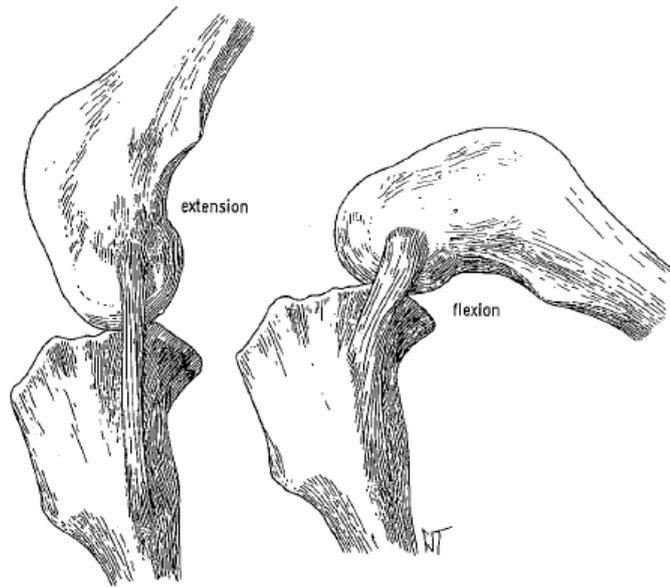


Figure n°9 : Le LCM en flexion et en extension (Vasseur, Arnoczky 1981)

En extension, les ligaments collatéraux sont tendus et constituent donc les éléments stabilisateurs principaux vis à vis des mouvements de varus et de valgus. Les ligaments croisés, jouant alors un rôle de contention secondaire. En flexion, les ligaments collatéraux se relâchent permettant un degré de varus et de valgus légèrement plus important qu'en extension.

Les mouvements de rotation se déroulent selon un axe longitudinal et sont limités d'une part, par la géométrie des condyles et d'autre part, par les contraintes exercées par les ligaments. En flexion, les points de fixation du ligament collatéral latéral se rapprochent, entraînant une relaxation du ligament. Le condyle fémoral latéral se déplace caudalement ce qui provoque une légère rotation interne du tibia. A l'inverse, lors d'une extension du grasset, le ligament collatéral latéral se retend et le condyle fémoral latéral se déplace alors crânialement, entraînant une légère rotation externe du tibia. Ces mouvements de translation-rotation, constituent des mouvements physiologiques du grasset.

Les ligaments collatéraux travaillent avec les ligaments croisés pour limiter la rotation interne du tibia :

- En extension, les ligaments collatéraux sont les stabilisateurs principaux, alors que les ligaments croisés ne jouent qu'un rôle secondaire.
- En flexion, ce sont les ligaments croisés qui deviennent les stabilisateurs principaux en rotation interne.

En revanche, la rotation externe du tibia n'est limitée que par l'intermédiaire des ligaments collatéraux, que ce soit en flexion ou en extension (Vasseur, Arnoczky 1981).

I-B. Ligament collatéral médial : implications cliniques

I-B-1. Les lésions traumatiques

Les lésions isolées des ligaments collatéraux, et notamment du LCM, sont des phénomènes extrêmement rares. Ces lésions du LCM interviennent plus généralement lors d'entorses graves du grasset au cours desquelles plusieurs ligaments sont atteints. Lors de ces pathologies, il est constamment noté une rupture du ligament croisé crânial ainsi que très fréquemment, une rupture du ligament croisé caudal (Bruce 1998). Le ligament collatéral le plus touché lors d'entorse grave du genou est le ligament collatéral médial, cependant le LCL est touché dans presque 1 cas sur 2 également (Bruce 1998).

Une lésion du ligament collatéral médial peut être objectivée par l'utilisation d'une position de stress en valgus : en extension, une augmentation de l'angle de valgus peut être constatée en comparaison avec le membre controlatéral. Lors de rupture complète du LCM, une augmentation de la rotation externe peut également être constatée en flexion (Vasseur 2003).

Lors d'une rupture isolée du ligament collatéral médial, le traitement conservateur semble être utilisable avec succès chez l'homme (Indelicato 1983). Chez le chien, une comparaison de diverses techniques sur un modèle de rupture du ligament collatéral médial a montré que le traitement conservateur associé à une immobilisation de 8 semaines, produisait de meilleurs résultats que le traitement chirurgical (Woo et al. 1987). Toutefois, les risques d'une immobilisation de longue durée associés à l'absence de confirmation de ces données par une étude clinique conduit à conseiller d'emblée le traitement chirurgical. En outre, lors de rupture complète ou d'avulsion du ligament collatéral médial, associées à d'autres lésions

ligamentaires, principalement les ligaments croisés, il est recommandé d'intervenir chirurgicalement. Diverses techniques de stabilisation chirurgicale ont été décrites lors de lésions du ligament collatéral médial comprenant (Cf. Figure n°10) :

- Des sutures d'imbrication lors de déchirures centrales
- Des réimplantations lors d'avulsions
- Des ligamentoplasties lorsqu'aucune reconstruction n'est possible.

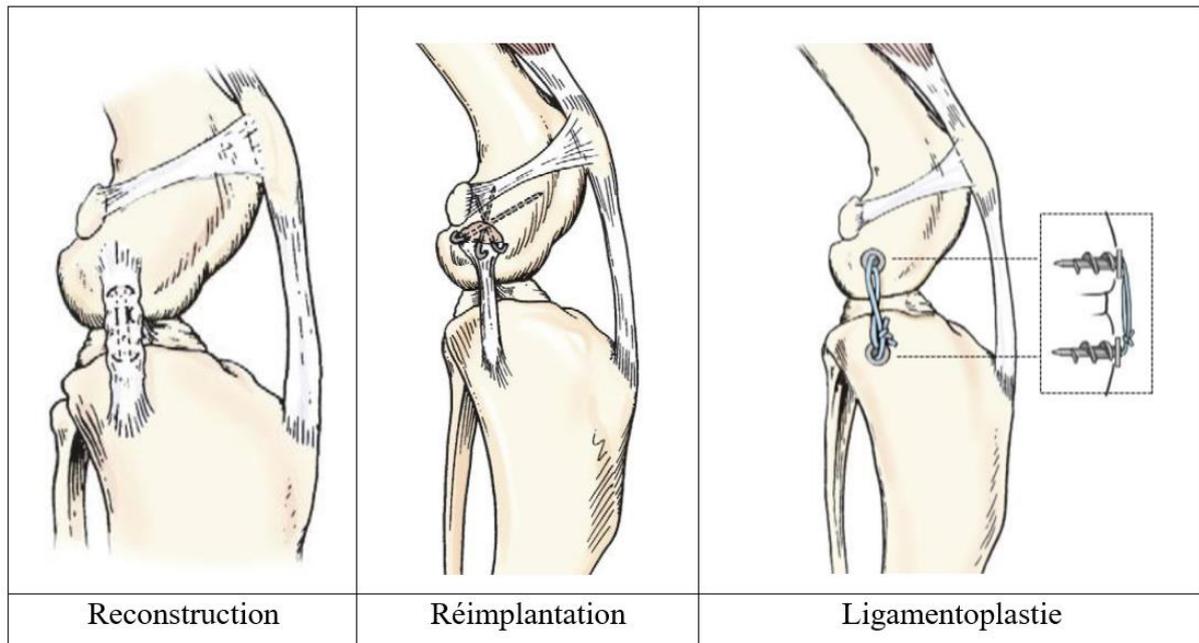


Figure n°10 : Les différentes techniques de stabilisation chirurgicale des lésions du LCM (Tobias, Johnston 2012)

Lors de ligamentoplastie, l'ancrage de la prothèse ligamentaire peut être réalisée par des vis et rondelles crantées, des ancrs chirurgicales ou en utilisant des tunnels osseux. Le serrage de la prothèse s'effectue généralement en extension. Lors de ligamentoplastie, pour qu'une stabilité articulaire soit maintenue durant tous les mouvements de l'articulation, les points d'ancrage de la prothèse ligamentaire doivent être les plus isométriques possibles. Ce respect de l'isométrie permet d'éviter les tensions ou relâchements excessifs du ligament lors des divers mouvements articulaires. Une étude récente a montré l'impossibilité de placer les points d'ancrage d'une prothèse de LCM du grasset de façon totalement isométrique chez le chien (Fischer et al. 2015). Trois combinaisons de points d'ancrage ont été comparées afin de trouver un placement optimal assurant la meilleure stabilité de l'articulation. Les variations concernaient le point d'ancrage tibial de la ligamentoplastie, situé en zone proximale, médiane ou distale de l'aire d'insertion distale du ligament collatéral médial natif. Le point qui se rapproche le plus d'une position isométrique et qui entraîne le moins de variation de longueur de la prothèse sur l'ensemble de

l'amplitude articulaire est le point le plus distal de l'insertion tibiale du LCM (Fischer et al. 2015).

I-B-2. Impacts d'une rupture du ligament croisé crânial sur le LCM

Les études mécaniques du grasset du chien ont clairement montré qu'il existait des interrelations entre les ligaments collatéraux et les ligaments croisés. En particulier, le ligament croisé crânial assure le rôle de stabilisateur principal de la rotation interne du tibia, en flexion, alors que le ligament collatéral médial ne joue qu'un rôle secondaire. Lors de l'extension, c'est le ligament collatéral médial qui constitue le principal élément stabilisateur contre la rotation interne du tibia. Lors d'une rupture du ligament croisé, il est vraisemblable que la perte de stabilisation de la rotation interne du tibia par le ligament croisé crânial en flexion se manifeste par une surcharge fonctionnelle du ligament collatéral médial. Selon la connaissance de l'auteur, cette répercussion mécanique d'une rupture du ligament croisé crânial sur le ligament collatéral médial n'a pas été caractérisée expérimentalement.

Il est par ailleurs intéressant de s'interroger sur l'impact que pourrait avoir la technique chirurgicale de traitement d'une rupture du ligament croisé crânial sur le ligament collatéral médial.

De nombreuses techniques de traitement d'une rupture du ligament croisé crânial ont été décrites sur les 60 dernières années. Il s'agit principalement de techniques de ligamentoplastie extra ou intra-capsulaire, visant à remplacer le ligament rompu soit par une prothèse biologique, soit par une prothèse synthétique. Les résultats de ces techniques sont cliniquement acceptables, toutefois, aucune de ces techniques ne garantit une stabilisation de l'articulation sur le long terme, un arrêt de la progression d'arthrose ou la prévention des lésions méniscales secondaires (Dejardin 2003).

L'objectif de ces techniques est d'obtenir une stabilisation statique de l'articulation du grasset, caractérisée par une disparition des mouvements cranio-caudaux relatifs du fémur et du tibia.

Un certain nombre de techniques alternatives ont été développées, basées sur une modification de la géométrie osseuse du tibia par diverses ostéotomies induisant des effets sur la biomécanique articulaire du grasset. Le concept clé de ces techniques repose sur l'obtention d'une stabilisation dynamique de l'articulation. Cette stabilisation est obtenue en neutralisant

la force de poussée tibiale crâniale décrite par Slocum (Slocum, Devine 1983), responsable de la subluxation crâniale du tibia à l'appui, lorsque le ligament croisé crânial est rompu.

Cette force de poussée tibiale crâniale peut-être neutralisée selon Slocum, en modifiant la pente du plateau tibial. Selon le type d'ostéotomie, 2 techniques permettent de corriger la pente du plateau tibial, l'ostéotomie cunéiforme (CTWO pour Cranial Tibial Wedge Osteotomy) et l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial (TPLO pour Tibial Plateau Leveling Osteotomy) (Cf. Figure n°11).

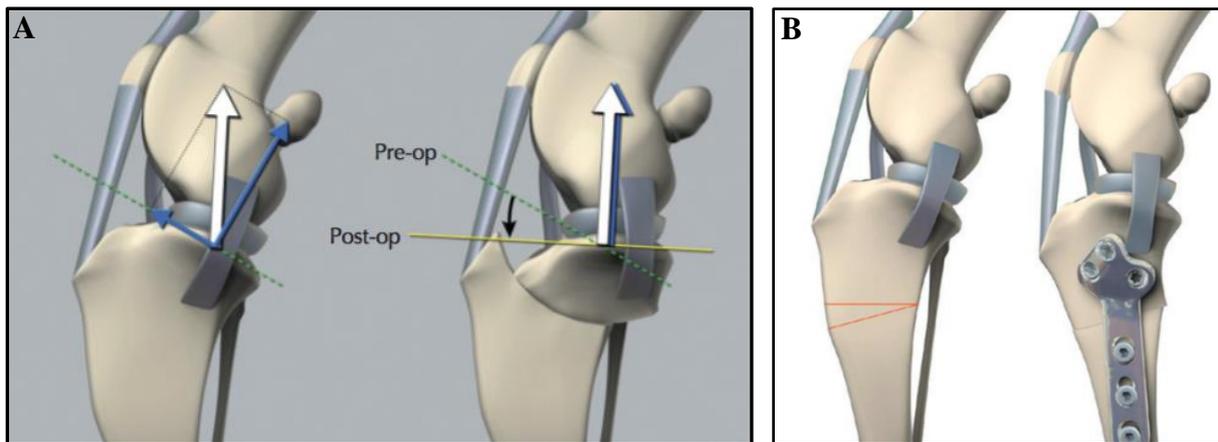


Figure n°11 : Illustration des deux techniques de correction de la pente du plateau tibial (Tobias, Johnston 2012)

(A : Nivellement du plateau tibial par TPLO ; B : Ostéotomie cunéiforme (CTWO))

Une technique alternative a été proposée pour diminuer cette force de poussée tibiale crâniale consistant à avancer le point d'insertion du tendon rotulien, afin que son orientation devienne perpendiculaire à l'axe de plateau tibial (Cf. Figure n°12). En effet, selon ce modèle (Cf. Figure n° 12 A), la force de réaction de l'articulation (flèche rose) est approximativement parallèle au ligament patellaire. Cette force peut alors être divisée en une force de poussée tibiale crâniale (flèche jaune dirigée crânialement) et une force de compression de l'articulation (flèche jaune dirigée proximale). En avançant la tubérosité tibiale (Cf. Figure n°12 B), de façon à ce que le ligament soit perpendiculaire au plateau tibial, cela neutralise alors la force de poussée tibiale crâniale. Cette technique a été initialement décrite par Nisell chez l'homme (Nisell 1985; Nisell, Németh, Ohlsén 1986) et reprise chez le chien par Montavon et Tepic (Montavon, Damur, Tepic 2002).

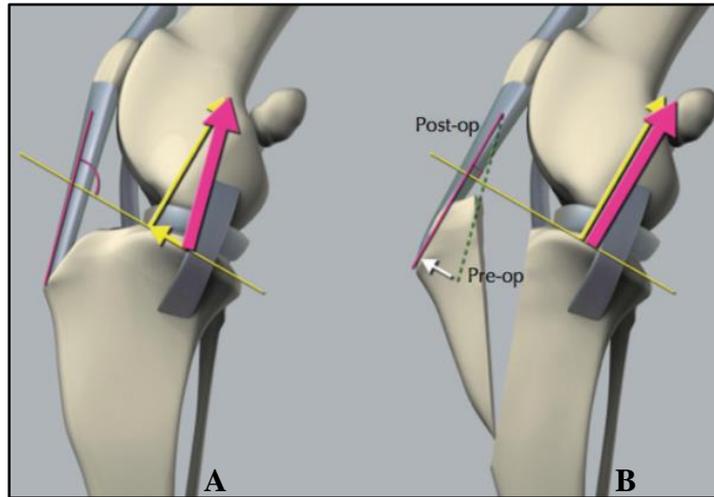


Figure n°12 : Réduction de la force de poussée tibiale crâniale par la technique d'avancement de la tubérosité tibiale (TTA) (Tobias, Johnston 2012)

Parmi ces techniques d'ostéotomie tibiale, c'est lors de TPLO que le ligament collatéral médial semble le plus exposé. En effet, lors de TPLO l'abord du grasset se fait par la face médiale et le trait d'ostéotomie se trouve très proche de l'insertion distale du ligament collatéral médial. Le ligament pourrait alors être lésé lors de l'acte chirurgical.

Pour comprendre les risques d'interférence entre le trait d'ostéotomie tibial et le ligament collatéral médial du grasset, il convient de décrire précisément les règles de réalisation d'une TPLO.

I-B-2-A. Planification pré-opératoires

La planification pré-opératoire comprend :

- La mesure de l'angle du plateau tibial (APT),
- Le choix du diamètre de la scie pour la réalisation de l'ostéotomie,
- La détermination de la localisation appropriée de l'ostéotomie,
- L'estimation du degré de rotation à appliquer au fragment proximal du tibia.

Cette planification se fait sur un cliché radiographique du grasset en incidence médio-latérale. Le grasset est fléchi de telle sorte que l'angle fémoro-tibial soit égal à 90°. Le cliché doit inclure la totalité du tibia ainsi que les articulations du grasset et du tarse. Les condyles, fémoraux et tibiaux, doivent être parfaitement superposés. Les tubérosités intercondylaires doivent être parfaitement identifiables dans l'espace interarticulaire.

Un cliché en vue caudo-crâniale permet, en outre, de compléter le bilan lésionnel.

I-B-2-A-a. Mesures de l'angle du plateau tibial (APT)

Tout d'abord, la **pente du plateau tibial** est matérialisée sur la radiographie en joignant par une ligne les bords crânial et caudal du condyle tibial médial. Ces derniers sont identifiables respectivement par une nette dénivellation du bord crânio-médial du condyle tibial médial, et par le bord caudal du condyle tibial médial (Cf Figure n°13A).

Ensuite, l'**axe mécanique du tibia** est représenté par une ligne joignant le sommet de l'éminence inter-condylienne et le centre du talus (CF. Figure n°13 A).

Enfin, l'**APT** est défini par l'angle formé par l'intersection de la ligne représentant le plateau tibial et la ligne perpendiculaire à l'axe fonctionnel du tibia (CF. Figure n°13 B).

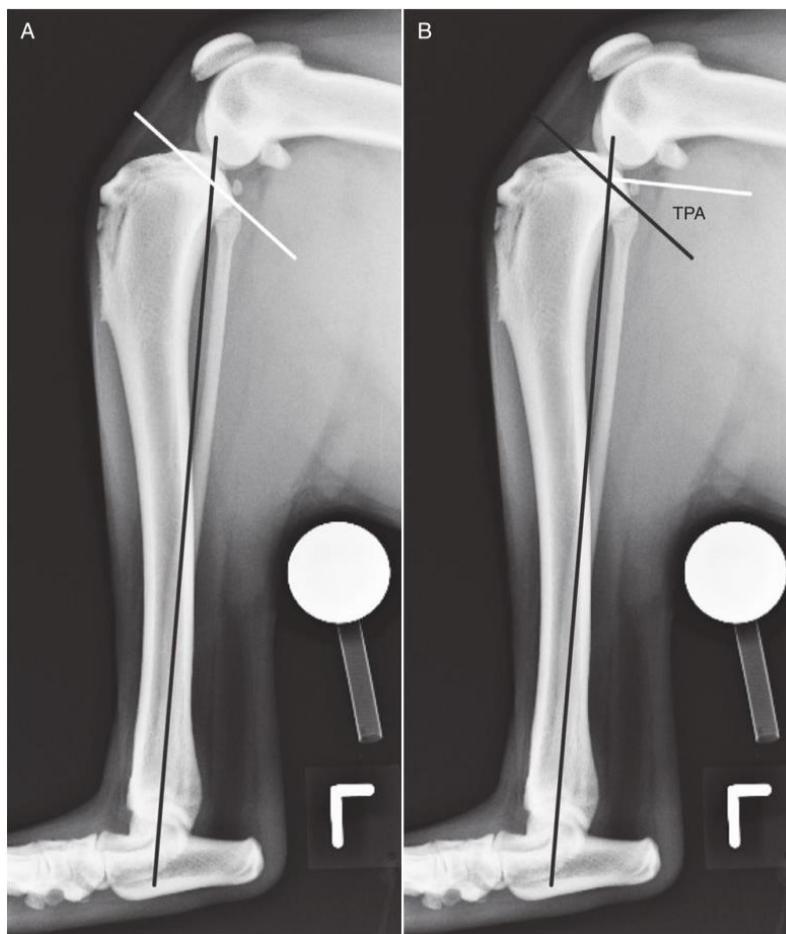


Figure n°13 : Détermination de l'APT par construction sur une radiographie d'incidence médio-latérale (Tobias, Johnston 2012)

(A : Trait noir : axe mécanique du tibia ; Trait blanc : plateau tibial ; B : L'angle du plateau tibial se trouve entre le trait blanc (perpendiculaire à l'axe fonctionnel du tibia) et le trait noir, matérialisant le plateau tibial)

I-B-2-A-b. Choix de la scie et de la position du trait d'ostéotomie

L'objectif de l'opération est d'obtenir un angle post-opératoire de 5 à 6,5° (Slocum, Slocum 1993). A l'aide d'une table spécifique pour la TPLO, il est possible de déterminer une « longueur de corde » permettant d'effectuer la correction désirée. Cette table utilise l'équation suivante : $C = 2R (\sin [\alpha/2])$, où α est l'angle en degrés égal à l'APT pré-opératoire – APT post-opératoire, C la longueur de corde et R le rayon de la scie. Si l'objectif est un angle post-opératoire de 5°, alors $\alpha = \text{APT pré-opératoire} - 5^\circ$ (Cf. Figure n°14) (Dejardin 2003).

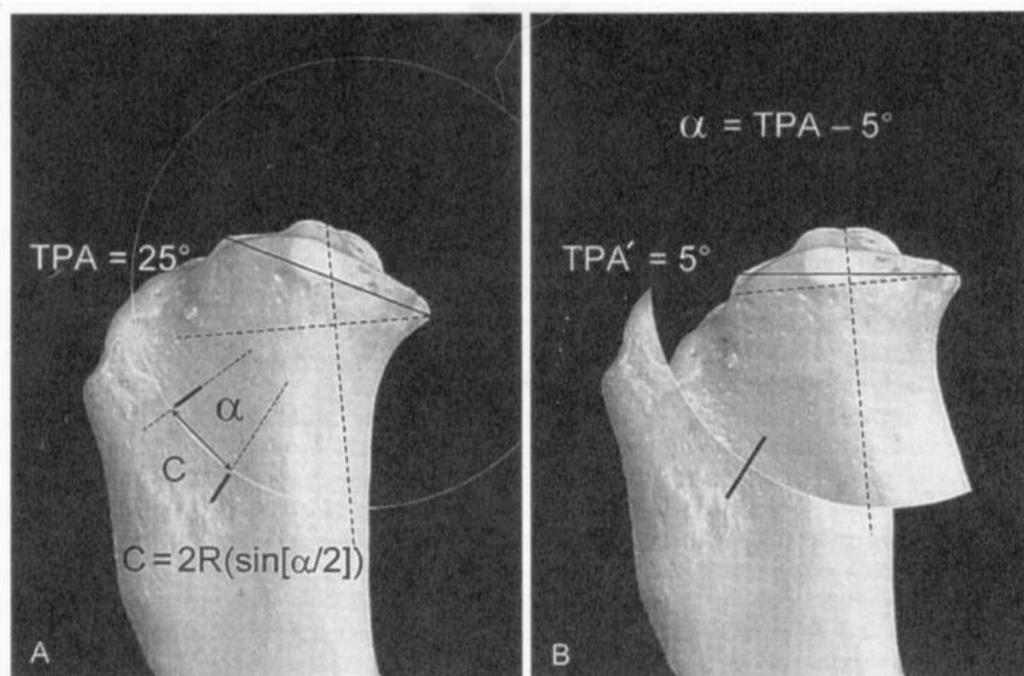


Figure n°14 : Calcul de l'APT post-opératoire (TPA') à partir de l'APT pré-opératoire (TPA) et du rayon de courbure (R) de la scie circulaire (Dejardin 2003)

(A : Avant ostéotomie ; B : après ostéotomie)

Puisque la TPLO utilise une scie circulaire, le centre de l'ostéotomie définit également le centre de rotation du plateau tibial. Pour obtenir un nivellement idéal du plateau tibial, c'est-à-dire sans modification de l'axe mécanique du tibia, le centre de rotation doit alors correspondre au centre de l'éminence inter-condylienne. En revanche, si le centre de l'ostéotomie ne se trouve pas superposé à l'éminence inter-condylienne, cette dernière sera déplacée et par conséquent l'axe mécanique du tibia sera modifié.

En pratique, il est extrêmement difficile d'être précis au point de réussir à centrer l'ostéotomie sur l'éminence inter-condylienne. C'est pourquoi, il est classiquement choisi de centrer l'ostéotomie à l'intersection de l'axe mécanique du tibia et du plateau tibial (Cf. Figure n°15 A). Cette position permet en outre, d'avoir suffisamment de surface osseuse sur le segment tibial proximal pour confortablement positionner la plaque fixant l'ostéotomie (Tobias, Johnston 2012).

Une fois que le centre de l'ostéotomie est déterminé, il convient de choisir le diamètre de la scie. Il est possible de dessiner le patron de la scie sur la radiographie en le centrant sur l'intersection entre l'axe mécanique du tibia et le plateau tibial (Cf. Figure n°15 A).

Pour choisir le diamètre adéquat de la scie, il est nécessaire de répondre à 3 critères principaux :

- Préserver la surface articulaire tibiale
- Conserver la taille et la forme de la tubérosité tibiale
- Ménager un espace suffisant pour fixer la plaque qui stabilisera l'ostéotomie.

Il a été montré qu'une épaisseur de tubérosité tibiale restant en partie proximale après l'ostéotomie inférieure à 10 mm, constituait un facteur de risque d'avulsion de la crête tibiale (Bergh, Rajala-Schultz, Johnson 2008). Cependant cette valeur est définie pour un chien de grand format, d'approximativement 40 kg, et doit donc être adaptée en fonction du gabarit de l'animal opéré.

Pour un placement optimal de la scie lors de l'intervention, la planification pré-opératoire sur la radiographie médio-latérale permet de mesurer deux longueurs, D1 et D2, permettant de positionner plus précisément le trait de coupe (Cf. Figure n°15 B). D1 correspond à la longueur perpendiculaire au bord crânial du tibia partant du niveau de l'attache du tendon rotulien et allant jusqu'au trait de coupe. La longueur D2 correspond à la distance depuis l'attache du tendon rotulien, passant le long du bord cranio-proximal du tibia jusqu'au trait d'ostéotomie (Cf. Figure n°15 B).

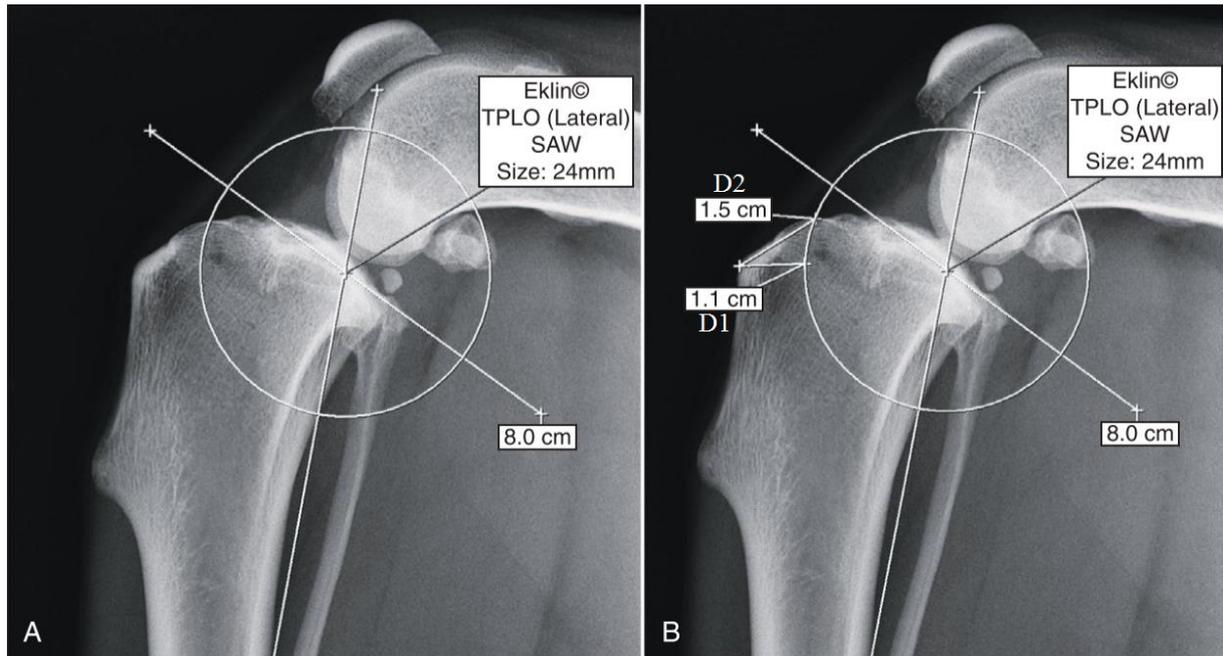


Figure n°15 : Planification pré-opératoire du diamètre de la scie et positionnement (Tobias, Johnston 2012)

I-B-2-B. Technique chirurgicale de l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial (TPLO)

Pour la réalisation de l'intervention, le chien est préalablement anesthésié et positionné en décubitus dorsal. L'antisepsie de la peau du patient est réalisée de façon conventionnelle du métatarse jusqu'au tiers proximal de la cuisse.

Une incision est pratiquée sur la partie crânio médiale du membre, à partir de la zone proximale de la patelle jusqu'au tiers proximal du tibia. Une arthrotomie est ensuite réalisée pour confirmer le diagnostic de rupture du ligament croisé crânial et évaluer les ménisques. L'exploration chirurgicale de l'articulation peut également être effectuée par arthroscopie.

Un abord médial de la région proximale du tibia est réalisé par la désinsertion du chef caudal du muscle sartorius, avec précaution, de manière à préserver intacte l'attache distale du LCM.

L'utilisation d'un guide ancillaire pour le positionnement de la scie et la réalisation de la rotation du fragment proximal du tibia est recommandée. Ce guide est fixé par 2 broches filetées, implantées perpendiculairement au plan sagittal du tibia. La broche proximale est

placée 3 à 4 mm distalement à la surface articulaire du tibia et juste en arrière du LCM (Cf. Figure n°16). La broche distale est centrée dans la diaphyse tibiale.

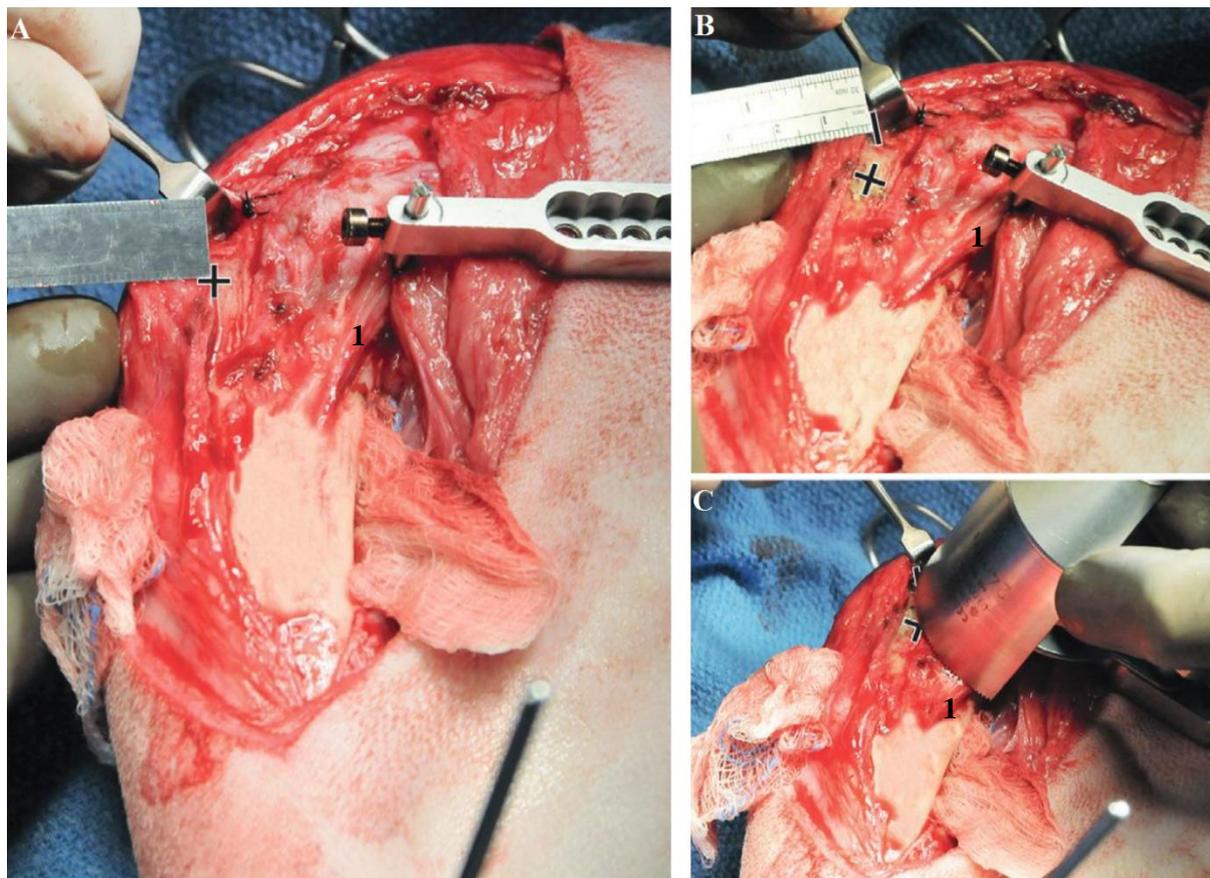


Figure n°16 : Photographies des étapes chirurgicales de la TPLO (Tobias, Johnston 2012)

(A : Positionnement de D1 ; B : Positionnement de D2 ; C : Apposition de la scie d'ostéotomie ; 1 : LCM)

Les distances D1 et D2, mesurées lors du temps pré-opératoire, sont marquées de façon à appliquer la scie oscillante en contact avec ces deux points, garantissant ainsi le bon positionnement du trait d'ostéotomie (Cf. Figure n°16). Malgré la rigueur de la planification pré-opératoire il est parfois nécessaire d'adapter la technique à certaines variabilités anatomiques locales comme l'étrécissement de la partie proximale du tibia ou la position de l'insertion distale du LCM.

L'ostéotomie du plateau tibial est alors réalisée. Le plateau tibial est ensuite basculé de manière à obtenir l'angle d'inclinaison souhaité.

Lorsque le plateau tibial est correctement nivelé et que l'alignement a été contrôlé, une broche est temporairement implantée à partir de la tubérosité tibiale. La fixation définitive se fait à l'aide d'une plaque anatomique (Cf. Figure n°17), développée pour la TPLO, fixée sur la face médiale de part et d'autre de la ligne d'ostéotomie à l'aide de 3 vis proximales et 3 distales.

Le muscle sartorius est ensuite réinséré après une irrigation abondante au sérum physiologique. Les tissus sous-cutanés et la peau sont enfin suturés de façon conventionnelle.

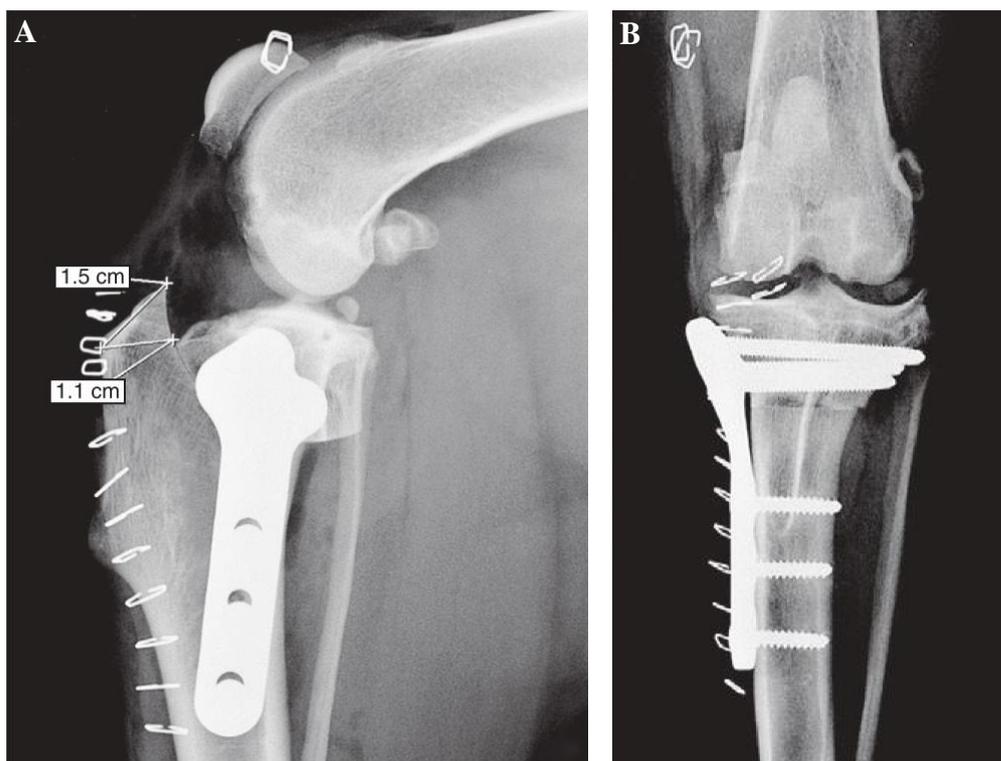


Figure n°17 : Radiographies post-opératoire (Tobias, Johnston 2012)

(A : Vue médio-latérale ; B : vue cranio-caudale)

I-B-2-C. Complications liées à la TPLO pouvant impliquer le LCM

Le taux de complications après une TPLO varie de 18,8 (Stauffer et al. 2006) à 28% (Pacchiana et al. 2003). La réalisation d'une TPLO bilatérale en un seul temps opératoire (Theoret, Withney, Beale 2003) et la correction de pentes très élevées (\geq à 30°) (Coletti et al. 2014) constituent les principaux facteurs de risques de complications. Les complications per-opératoires sont généralement des erreurs techniques qui diminuent avec l'expérience du chirurgien (hémorragie, fracture, erreur de positionnement du guide et/ou des implants).

Les complications post-opératoires les plus fréquentes sont les complications septiques, les fractures de la tubérosité tibiale, les lâchages d'implants et l'épaississement du tendon rotulien (Stauffer et al. 2006 ; Fitzpatrick, Solano 2010).

Les complications en lien avec le LCM ont été très rarement rapportées.

Un cas de rupture du ligament collatéral médial a été décrit représentant 2,1% des complications majeures de cette étude, elles-mêmes de l'ordre de 3,1% (Coletti et al. 2014).

Certains chiens traités par une TPLO ont présenté une subluxation craniale du tibia due à une instabilité en rotation interne du tibia. Cette anomalie se traduisait par un changement brutal de direction du genou, latéralement, lors de l'appui d'où son nom de « pivot shift » (Gatineau et al. 2011). Cette complication est rare (3,1%) (Gatineau et al. 2011). La cause de cette complication demeure aujourd'hui inconnue. Certains auteurs ont avancé qu'il pourrait s'agir d'une déformation du tibia en torsion restée non corrigée (Schulz 2007; Boudrieau 2009). La réalisation d'une méniscectomie médiale semble représenter un facteur de risque (OR = 3,3) à la survenue d'un « pivot shift » post-opératoire même si cette anomalie a été décrite chez des chiens n'ayant pas subi de méniscectomie (Gatineau et al. 2011). Lorsqu'il est présent, ce phénomène disparaît généralement 4 à 6 semaines après l'intervention. Compte tenu de l'implication du LCM dans la stabilité du tibia en rotation interne, d'autant plus que le ligament croisé crânial est rompu, il est opportun de s'interroger sur le lien entre « pivot shift » et intégrité du LCM.

I-C. Caractérisation clinique et morphologique du LCM

I-C-1. Caractérisation clinique du LCM

I-C-1-A. L'examen clinique, radiographique et tomodensitométrie

L'évaluation clinique se fait généralement par le test de la contrainte en valgus. Le grasset est maintenu en extension complète et une contrainte en valgus est imprimée en stabilisant la partie distale du fémur et en manipulant la partie distale du tibia en abduction forcée (Cf. Figure n°18 A). L'évaluation de la rotation externe du tibia sur le grasset en flexion permet également d'évaluer l'intégrité du LCM. Le degré de bâillement articulaire médial obtenu lors de l'abduction forcée permet d'évaluer la stabilité du LCM.

Lors de rupture isolée du LCM, l'ouverture médiale reste modérée lors de l'abduction du tibia en extension, en revanche, la rotation externe du tibia en flexion est augmentée significativement.

La présence d'une ouverture médiale marquée en abduction forcée sur le grasset en extension est révélatrice d'une rupture du LCM associée à celle d'un ou des 2 ligaments croisés.

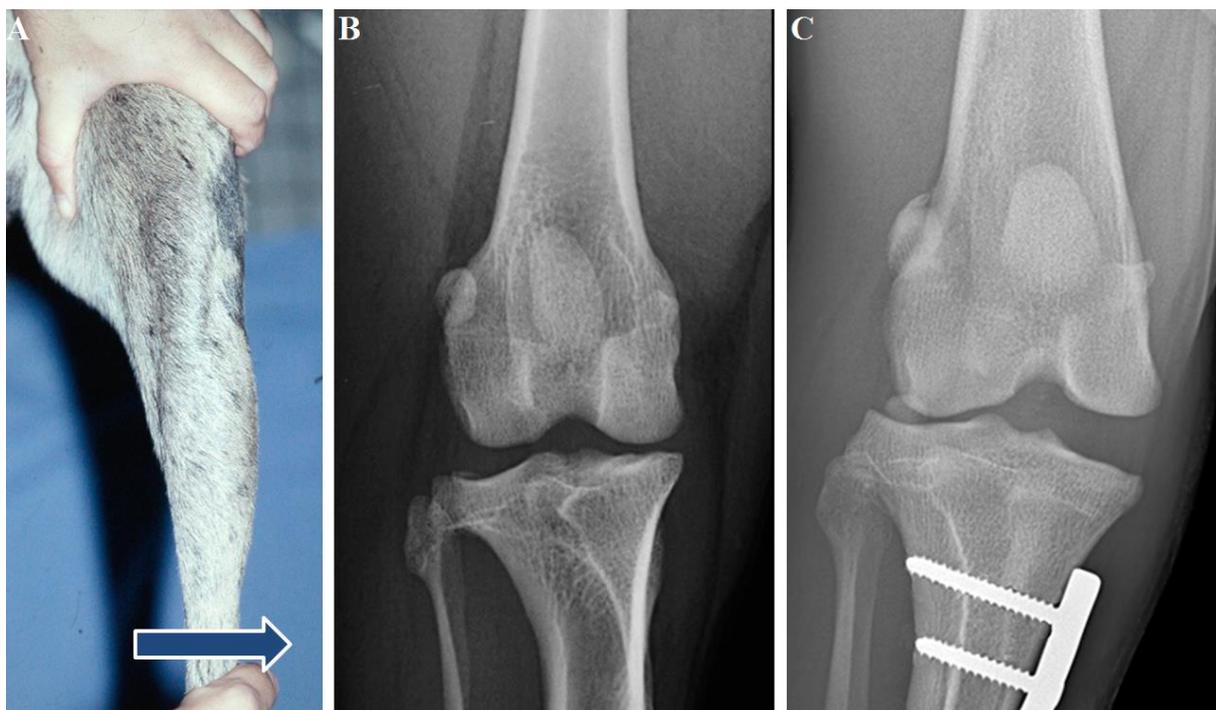


Figure n°18 : Evaluation clinique et radiographique du LCM (Crédit photo ENVT)

(A : Réalisation du test de la contrainte en valgus sur le grasset en extension ; B : Image radiographique d'un grasset avec un LCM intact ; C : Image radiographique avec un LCM rompu)

L'examen clinique est généralement insuffisant pour diagnostiquer une rupture isolée du LCM avec certitude et le recours à certains examens complémentaires peut être nécessaire.

La radiographie permet de mettre en évidence un angle d'ouverture médiale trop important lors du test de contrainte en valgus (Cf. Figure n°18 C). La radiographie du membre controlatéral peut aider à évaluer l'importance de l'instabilité médiale (Cf. Figure n°18 B). Dans certains cas, une fracture par avulsion de l'une des insertions ligamentaires, peut-être visualisée sur le cliché radiographique (Jacobson, Chi 2006).

En médecine humaine, l'examen tomodensitométrique, avec ou sans injection de produit de contraste, est très sensible dans le diagnostic des atteintes ligamentaires intra articulaires du genou. Il a même été montré que l'utilisation d'un scanner avec produit de contraste était aussi sensible que l'utilisation d'une IRM, dans le diagnostic des lésions des ligaments croisés (Vande Berg et al. 2002). L'utilisation d'un scanner hélicoïdal aurait même une sensibilité supérieure à celle de l'IRM pour la détection des lésions méniscales selon Vande Berg mais ces derniers n'ont pas effectué d'études comparatives. Le scanner a l'avantage d'être bien plus rapide et plus disponible que l'IRM. Cependant, la réalisation d'une injection de produit de

contraste intra articulaire est plus invasive et le scanner fait intervenir des radiations ionisantes. Les ligaments collatéraux sont observables lors des coupes transversales mais ne sont plus clairement identifiables lors de la reconstruction multi-planaire (Samii, Dyce 2004). Le scanner n'est pas, par conséquent, l'examen de choix, dans l'étude des tissus mous péri-articulaires.

I-C-1-B. L'ultrasonographie

Contrairement aux examens radiographiques et tomодensitométriques, l'ultrasonographie ou échographie, permet de visualiser les tissus mous. Une sonde linéaire de 7.5 MHz est la sonde de choix pour examiner le grasset du chien (Kramer et al. 1999). L'examen ultrasonographique permet notamment de mettre en évidence une ostéochondrite disséquante, une rupture du ligament croisé crânial, des lésions méniscales, de l'arthrose, un processus tumoral, des affections patellaires et des luxations de rotules (Kramer et al. 1999). Malgré le fait que l'ultrasonographie est plus adapté que la radiographie pour l'étude des tissus mous, il est souvent très difficile de différencier le fascia lata, les ligaments collatéraux et la surface de la capsule articulaire. En effet, ces structures n'apparaissent généralement que comme une étroite ligne hyperéchogène. Cependant, lors de rupture ou d'atteinte sévère du LCM ou LCL, des zones hypo à anéchogènes, généralement homogènes, sont visibles échographiquement et correspondent à un hématome. Un examen dynamique permet, en outre, de détecter une augmentation du valgus ou du varus en fonction du ligament atteint (Kramer et al. 1999).

I-C-1-C. L'Imagerie par Résonance Magnétique

En médecine humaine, l'examen des structures musculo-squelettiques fait partie des principales indications de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). L'IRM est en particulier indiquée pour le diagnostic des affections articulaires (Baird et al. 1998) et le genou se trouve être l'articulation la plus fréquemment examinée par IRM (De Maeseneer et al. 2000). L'IRM est, par ailleurs, le seul outil diagnostique non invasif, permettant une évaluation simultanée des cartilages articulaires, de l'os sous-chondral, et des tissus mous en lien avec l'articulation (Pujol et al. 2011). En effet, en médecine humaine, l'utilisation de l'IRM permet une détection précise des déchirures méniscales, des lésions cartilagineuses ainsi que des affections ligamentaires telles que la rupture du ligament croisé crânial. L'IRM représente donc une alternative non invasive à l'arthroscopie et à l'arthrotomie (Baird et al. 1998; Barrett et al. 2009).

Les structures facilement identifiables par IRM sont les ménisques, le ligament croisé caudal ainsi que le ligament croisé crânial (Cf. Figure n°19). Cependant ce dernier ne peut être visualisé dans toute sa longueur sur une seule image du fait de son cheminement oblique. Pour l'observer en entier, il est alors nécessaire d'effectuer une reconstruction oblique. L'IRM possède une sensibilité de 100% pour la détermination de lésions méniscales chez le chien ayant une rupture du ligament croisé et une spécificité de 94 % (Pujol et al. 2011).

Le ligament collatéral médial est relativement aisément visualisable par IRM sur les coupes dorsales et correspond à une bande linéaire hypo-intense sur les séquences T1, T2 et GE (Gradient Echo) (cf. Figure n°10) (Baird et al. 1998; Pujol et al. 2011).

Cependant, l'IRM semble atteindre ses limites pour l'évaluation des sites d'insertion du LCM (Rachmat et al. 2014). En effet, le but de l'étude de Rachmat était d'évaluer la variabilité inter et intra-observateur de la mise en évidence des sites d'insertions ligamentaires du genou par examen IRM. Il ressort de cette étude que la plupart des sites d'insertion des ligaments du genou, autres que ceux du LCM, peuvent être déterminés avec une erreur moyenne allant de 5 à 10 mm chez l'homme. Alors que pour le LCM, l'erreur moyenne passe à 23,39 mm (Rachmat et al. 2014). Cette difficulté à déterminer le site d'insertion ne s'explique pas par un manque de résolution de l'IRM mais par le manque de contraste entre le ligament et les tissus présents à sa périphérie. En outre, le fait que les surfaces d'insertions du LCM sont vastes, particulièrement l'insertion tibiale, rend leur délimitation complexe. Il est par ailleurs rapporté que la complexité du LCM rend la mesure de la longueur du ligament encore plus compliquée (Rachmat et al. 2014). L'IRM reste cependant très intéressante lors de bilan lésionnel du ligament collatéral médial. En effet, lorsque l'examen clinique révèle une instabilité en valgus, l'IRM permet de mettre en évidence un « motif en vague », caractéristique d'une avulsion de l'insertion tibiale du LCM par exemple (Taketomi et al. 2014).

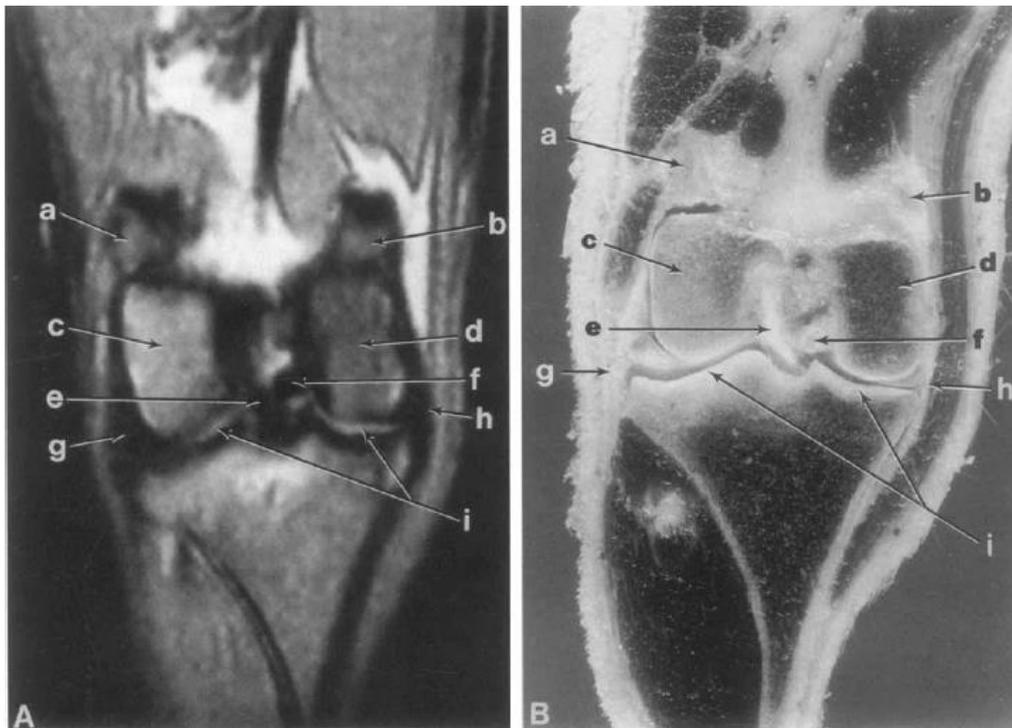


Figure n°19 : (A) Image IRM dans le plan dorsal et (B) coupe anatomique correspondante du genou (Baird et al. 1998)

(a : Os sésamoïde latéral du muscle gastrocnémien ; b : os sésamoïde médial du muscle gastrocnémien ; c : condyle fémoral latéral ; d : condyle fémoral médial ; e : ligament croisé crânial ; f : ligament croisé caudal ; g : ligament collatéral latéral ; h : ligament collatéral médial ; i : cartilage articulaire tibial)

En médecine vétérinaire, l'IRM présente un certain nombre de contraintes et de limites. En effet, la réalisation d'une IRM, nécessite que l'animal soit sous anesthésie générale de par la longueur de l'examen. En outre, il existe très peu de centres vétérinaires qui offrent la disponibilité de cet équipement qui, dans la majorité des cas, sont des IRM de bas champ. Leur résolution, plus faible que les IRM à haut champ donnent des images de moindre qualité. Cependant les IRM de bas champ ont une utilisation moins contraignante et permettent par exemple la présence d'appareils d'anesthésie ou de monitoring non spécifiques au chevet du patient (Baird et al. 1998). En revanche, les IRM à bas champ impliquent un temps d'acquisition bien plus long que les IRM à haut champ. Enfin, le coût d'investissement et d'entretien de l'IRM pénalise son développement en médecine vétérinaire.

I-C-2. Caractérisations morphologique et morphométrique du LCM

La description morphologique ou morphométrique du LCM par des techniques d'imagerie médicale est limitée. Même si l'IRM représente le meilleur examen pour caractériser le LCM de façon non invasive, l'identification précise de ses surfaces d'insertions sur le fémur ou le tibia demeure insuffisante.

La meilleure alternative pour la caractérisation morphologique du LCM reste l'étude par dissection sur cadavre qui permet une visualisation directe du ligament et de ses insertions.

L'anatomie du LCM a récemment été très bien décrite chez l'homme (LaPrade 2007; Otake et al. 2007) (Cf. Figure n°20).

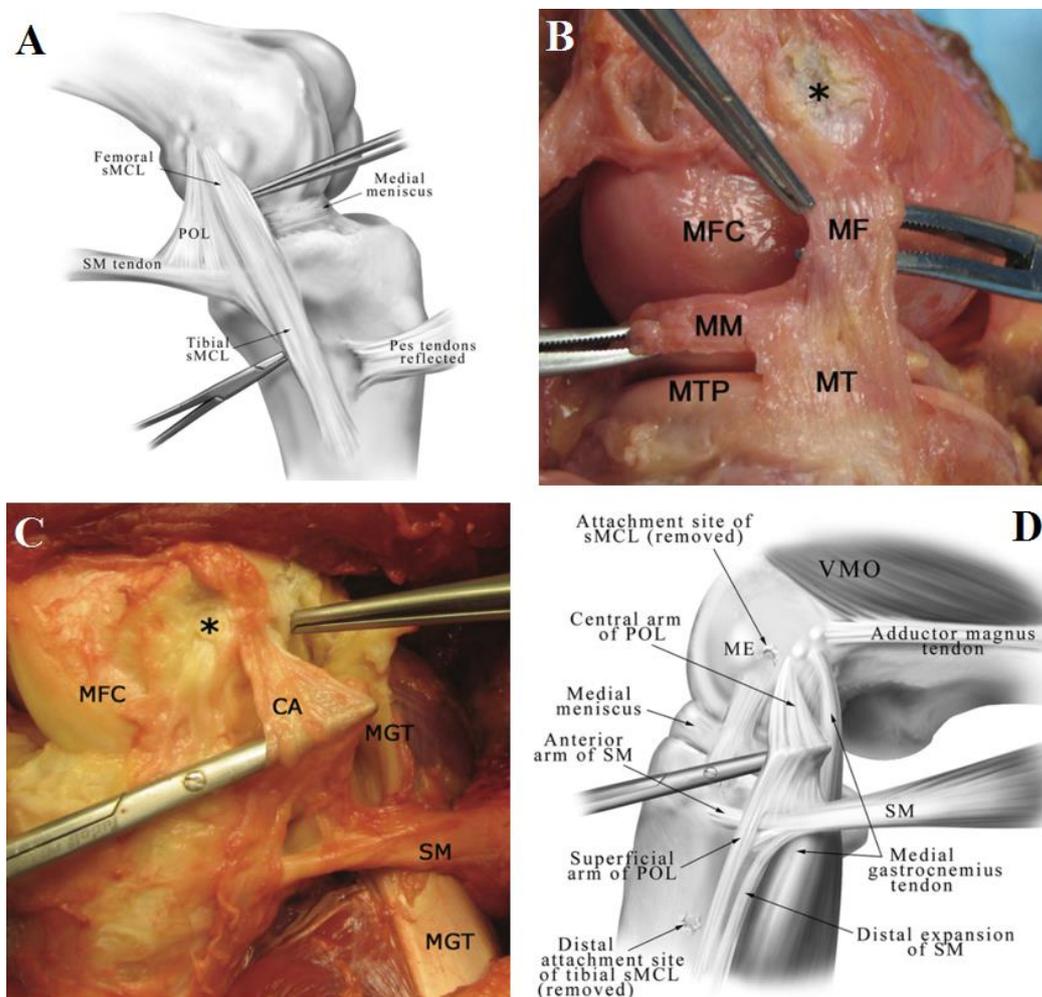


Figure n°20 : Anatomie du LCM chez l'homme (LaPrade 2007)

(A : Illustration du ligament collatéral médial superficiel (sMCL) ; B : Photographie des portions ménisco-fémoral (MF) et ménisco-tibiale (MT) du ligament collatéral médial profond ; C et D : Photographie et illustration du ligament postérieur oblique (POL) ; SM : Muscle semi-membraneux ; MM : Ménisque médial ; MFC : Condyle fémoral médial ; MTP : Plateau tibial médial ; CA : Bras central du POL ; MGT : Tendon du muscle gastrocnémien ; ME : Epicondyle médial ; VMO : Muscle vaste médial oblique)

Le ligament possède deux parties principales :

- Le ligament collatéral médial superficiel (LCMs).
- Le ligament collatéral médial profond (LCMp).

Le LCMp est relativement plus mince que le LCMs et possède une adhérence avec le bord externe du ménisque médial. Le LCMp est composé d'une portion ménisco-fémorale et d'une portion ménisco-tibiale.

Une troisième partie comprenant le ligament postérieur oblique ou ligament capsulaire postéro-médial est aujourd'hui considérée comme faisant partie intégrante du ligament collatéral médial (LaPrade 2007; Otake et al. 2007).

Le ligament collatéral médial superficiel est une bande plane s'étendant de l'épicondyle fémoral médial jusqu'à la partie proximo-médiale du tibia. L'insertion fémorale est située au niveau de l'épicondyle fémoral médial en une zone légèrement ovale tandis que l'insertion tibiale est une zone trapézoïde située en moyenne à $62,4 \pm 5,5$ mm distalement à la ligne articulaire (Liu et al. 2010).

Il a parfois été décrit deux attaches tibiales pour le ligament collatéral médial :

- Une attache tibiale proximale, située au niveau de la branche antérieure du tendon du muscle semi-membraneux. Cette branche ne possède pas d'insertion osseuse proprement dite.
- Une attache tibiale distale qui se situe juste devant la crête postéro-médiale du tibia dans la bourse de la « patte d'oie » (LaPrade 2007).

La partie centrale du LCMs se lie au ménisque médial dans la zone juste proximale à l'attache tibiale proximale. La portion centrale du LCM est 1,6 fois plus large que les parties proximale et distale du ligament, lui conférant une forme triangulaire. Les portions proximales et distales du LCMs sont composées de fibres parallèles, tandis que la partie centrale est composée de fibres parallèles et obliques.

Une bourse séreuse peut séparer le ligament collatéral médial superficiel du ligament collatéral médial profond mais n'est pas constamment mise en évidence (LaPrade 2007).

La portion ménisco-tibiale provient du ménisque médial et vient s'insérer sur le tibia $6,5 \pm 1,3$ mm distalement à la ligne articulaire, constituant l'attache tibiale proximale, alors que l'attache tibiale distale est située en moyenne à $62,4 \pm 5,5$ mm de la ligne articulaire (Liu et al. 2010).

La caractérisation morphologique du LCM est indispensable en médecine humaine pour améliorer la prise en charge thérapeutique de ses lésions, d'autant que le LCM est plus fréquemment lésé que le ligament collatéral latéral (LaPrade 2007). En outre, ce ligament est impliqué lors d'arthroplastie totale du genou. Cependant, certains aspects de son anatomie sont controversés ce qui témoigne de la complexité de son étude.

Concernant le chien, très peu d'études ont été menées sur l'anatomie ou la caractérisation morphologique du LCM, probablement en lien avec son implication clinique faible notamment en comparaison avec celle du ligament croisé crânial. Koch a réalisé une étude morphométrique des ligaments collatéraux du grasset sur un effectif de 25 chiens de races moyennes (15 à 50 kg) (Koch, Waibl 1999). Les mesures ont été réalisées sur des grassets positionnés en position physiologique (135°) (Cf. Figure n°21).

La longueur moyenne du LCM était de 50 ± 6 mm ce qui correspondait à 30% de plus que le ligament collatéral latéral (LCL) (Cf. Figure n°21 A). Contrairement au LCL, qui est plus épais dans les zones d'insertion et s'amincit en croisant l'articulation, le LCM est plus épais en regard de l'articulation (7 ± 1 mm) soit environ 40% de plus que la largeur du ligament à son insertion tibiale distale (Cf. Figure n°21 B). L'insertion fémorale est également de 30% plus large que l'insertion tibiale distale (Cf. Figure n°21 B). Koch a également montré que la longueur de l'insertion fémorale et de la fraction libre du LCM sont en moyenne 15% plus longues que celles du LCL (Cf. Figure n°21 C). Mais c'est surtout l'insertion distale qui diffère avec une longueur supérieure de 90% en face médiale par rapport à l'insertion distale fibulaire en face latérale (Cf. Figure n°21 C). La fraction libre du ligament est 2,6 fois plus longue en regard du tibia qu'en regard du fémur (Cf. Figure n°21 D).

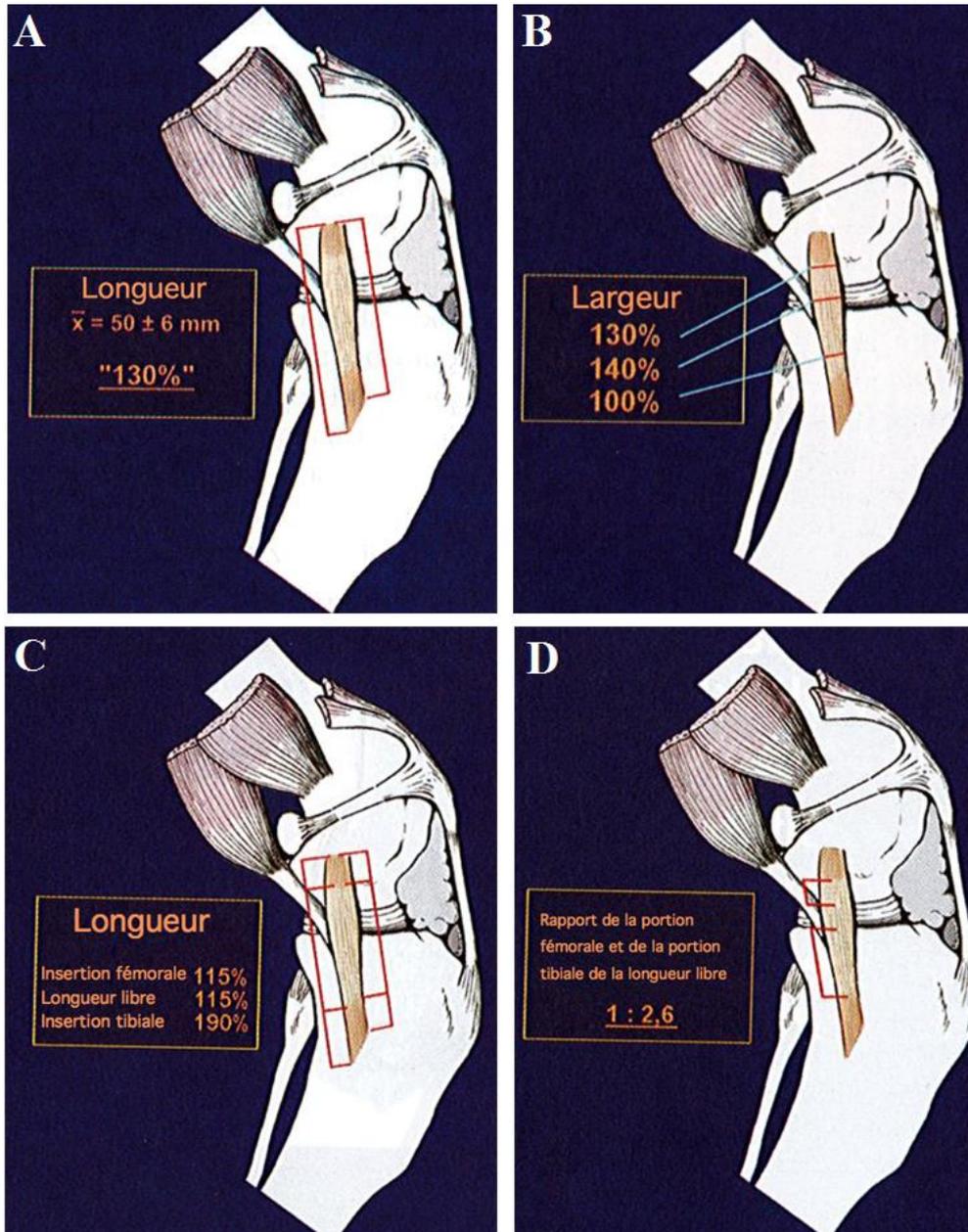


Figure n°21 : Représentation graphique des résultats obtenus par Koch concernant certains paramètres morphologiques du LCM (Koch, Waibl 1999)

(A : Longueur totale du ligament ; B : Largeur du ligament ; C : Longueur des zones d'insertions et de la partie libre du ligament ; D : Rapport de la portion libre fémorale et de la portion libre tibiale)

II. ETUDE EXPERIMENTALE : MATERIELS ET METHODES

II-A. Contexte de l'étude

L'étude bibliographique a montré le peu d'informations disponibles sur les caractéristiques morphométriques du ligament collatéral médial (LCM) du grasset chez le chien. Pourtant il semblerait qu'il puisse être impliqué dans divers situations cliniques. Une recrudescence de rupture dégénérative du ligament croisé crânial a été observée chez le chien depuis une quinzaine d'années. Une étude américaine, auprès de spécialistes en chirurgie des animaux de compagnie, a révélé que le traitement chirurgical d'une rupture du ligament croisé crânial représentait en moyenne 186,24 actes chirurgicaux par an et par chirurgien (de 0 à 720) (Wilke et al. 2005). Ce type de traitement représente une dépense pour les propriétaires de 1,3 milliard de dollars aux Etats-Unis, pour l'année 2003 (Wilke et al. 2005). Parmi les traitements les plus utilisés, le nivellement du plateau tibial implique une ostéotomie tibiale en région proximale, proche de l'insertion distale du LCM. Cette proximité pourrait avoir un impact sur le fonctionnement articulaire du grasset en phase post-opératoire ou sur le taux de complications post-traitement.

Par conséquent, les objectifs de cette étude expérimentale étaient de :

- Définir précisément l'anatomie du LCM par une dissection fine des grassets des chiens inclus dans cette étude.
- Décrire les caractéristiques morphométriques du LCM en s'attachant particulièrement aux zones d'insertion du ligament jusqu'à présent non étudiées chez le chien.
- D'évaluer l'impact de la technique de TPLO en particulier sur l'insertion tibiale en réalisant une planification opératoire sur chaque grasset étudié dans les conditions cliniques habituelles.

II-B. Matériel animal et préparation des grassets

II-B-1. Effectif étudié

Cette étude a été réalisée sur des grassets de chiens de race beagle. L'effectif comprenait un total de 12 chiens, ayant été euthanasiés pour des raisons totalement indépendantes de cette étude. La population étudiée était composée de 11 males et une femelle, d'un âge moyen de 7 ± 1 ans et d'un poids moyen de $11,37 \pm 1,95$ kg.

Les 24 membres pelviens ont été amputés, par désarticulation coxo-fémorale, enveloppés dans des alaises humides puis congelés à -20°C jusqu'à la dissection des grassets. Les membres pelviens ont été laissés à température ambiante, 12h avant la réalisation de la dissection pour obtenir une décongélation progressive.

II-B-2. Dissection des grassets

Chaque membre a été disséqué minutieusement, de façon à exposer le ligament collatéral médial dans son intégralité (Cf. Figure n°22). L'ensemble de la musculature du membre a été retirée, muscle par muscle, ainsi que la capsule articulaire et les os sésamoïdes. Seuls les ligaments croisés, les ligaments collatéraux ainsi que les ménisques ont été préservés par la dissection, ne laissant aucun autre tissu mou sur les surfaces osseuses et articulaires. Le tendon du muscle semi-membraneux, intimement lié au LCM lors de son passage en regard du plateau tibial a été préservé également pour ne pas amputer une partie du LCM.

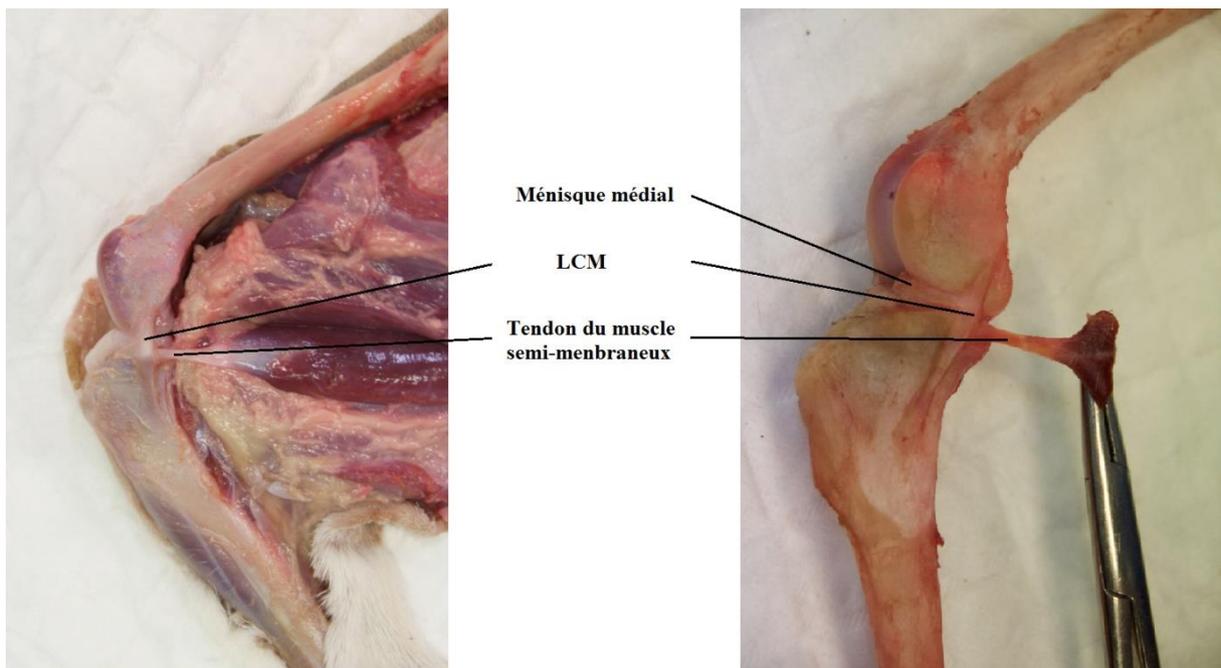


Figure n°22 : Photographies de la dissection d'un grasset

Pour l'étude des insertions du LCM, un marquage à l'encre de Chine a été réalisé sur les tissus périphériques au ligament y compris ceux situés sous les portions libres du LCM, à l'aide d'un pinceau fin (Cf. Figure n°23 A). Après séchage pendant environ 2 heures après l'application de l'encre de Chine, le LCM est désinséré en coupant ses fibres au ras de l'os à l'aide d'une lame de bistouri n°11. Les zones d'insertion, et plus particulièrement les zones du LCM ne correspondant pas aux portions libres apparaissent alors non colorées (Cf. Figure n°23 B).

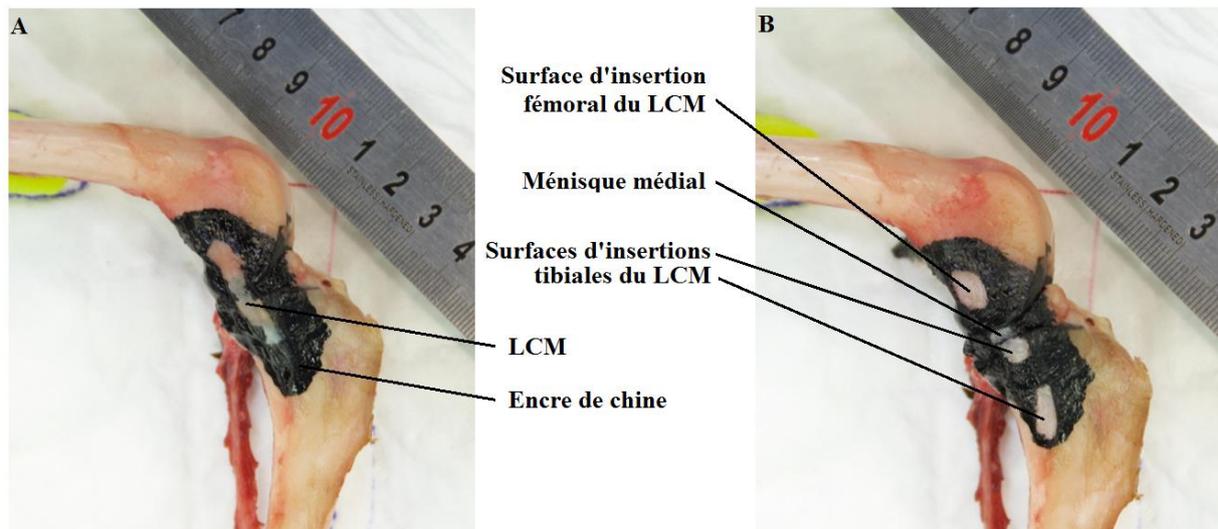


Figure n°23 : Photographies avant (A) et après (B) désinsertion du LCM suite à l'application d'encre de chine

II-C. Acquisition des images photographiques et radiologiques

II-C-1. Acquisition des images photographiques

Dans le but d'être le plus répétable possible, un « plateau » a été réalisé pour standardiser la prise des clichés radiographiques. Sur ce plateau, composé d'une grande alaise, ont été dessinés les pieds du trépied de l'appareil photo (Cf. Figure n°24 A), permettant de le positionner toujours à la même place par rapport à l'os photographié. Deux axes ont également été dessinés formant un angle de 90°, matérialisant l'axe fémoral et l'axe tibial assurant le maintien du grasset à 90° lors de l'acquisition des images photographiques (Cf. Figure n°25). Deux supports en pâte à modeler sont utilisés pour stabiliser les grassets dans la position adéquate et obtenir une parfaite horizontalité du grasset (Cf. Figure n°25).

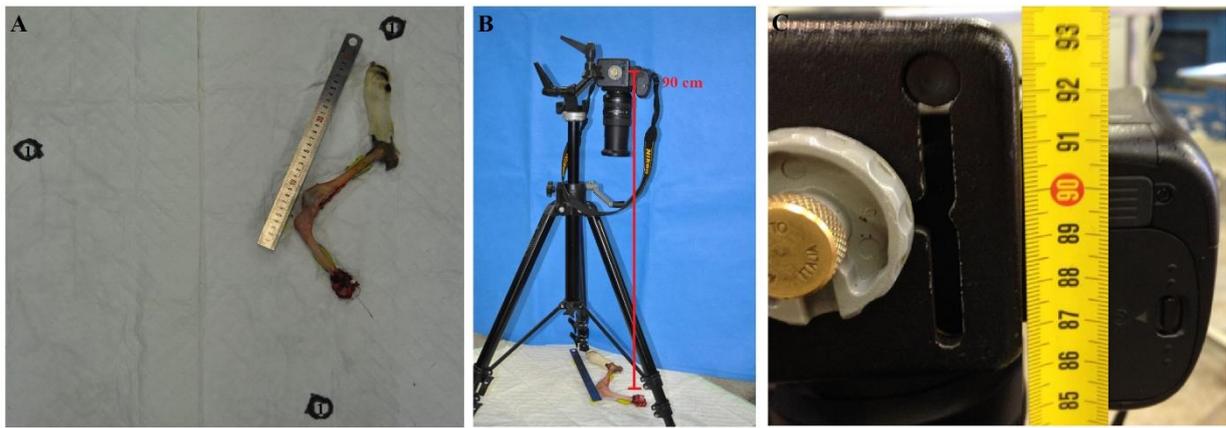


Figure n°24 : Positionnement du trépied et de l'appareil photo

(A : Plateau de positionnement du trépied et du grasset ; 1 : Zone de position des pieds du trépied ; B : Positionnement de l'appareil photo sur le trépied ; C : Repère de distance sur le boîtier d'appareil photo)

L'appareil photo a été fixé sur le trépied de façon à surplomber le grasset perpendiculairement (Cf. Figure n°24 B). L'objectif a été centré sur l'articulation du grasset. Afin de standardiser la prise du cliché, une distance arbitraire de 90 cm a été choisie entre le sol et un repère situé sur le boîtier de l'appareil photographique (Cf. Figure n°24 C). De même, tous les réglages de l'appareil photographique ainsi que les conditions d'éclairage de la pièce ont été maintenus lors de l'acquisition de toutes les images. Chaque cliché a été acquis avec la mise en place d'une règle graduée, reposant sur des supports de pâte à modeler, permettant de la situer dans le même plan que le LCM, assurant une calibration individuelle de chaque image. Sur le même plateau, figuraient les repères de positionnement pour un grasset droit et un grasset gauche (Cf. Figure n°25).

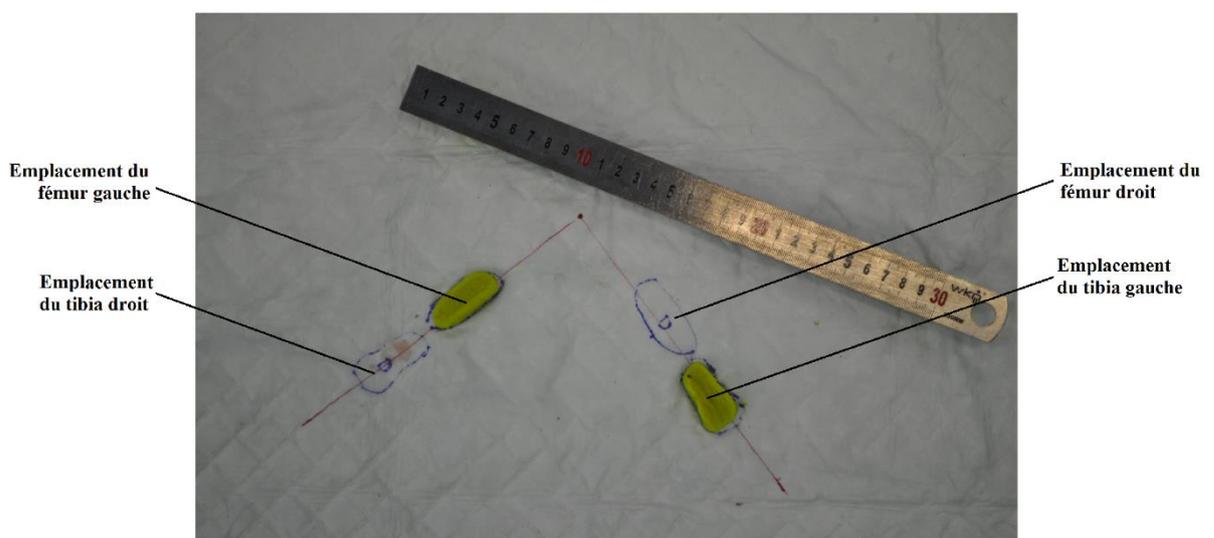


Figure n°25 : Plateau de positionnement des grassets

Deux clichés photographiques ont été réalisés pour chaque grasset :

- Un premier juste après la dissection initiale pour l'étude du LCM intact (Cf. Figure n°26 A).
- Un second après le marquage à l'encre de chine et l'excision du LCM pour l'analyse des surfaces d'insertion du ligament (Cf. Figure n°26 B).

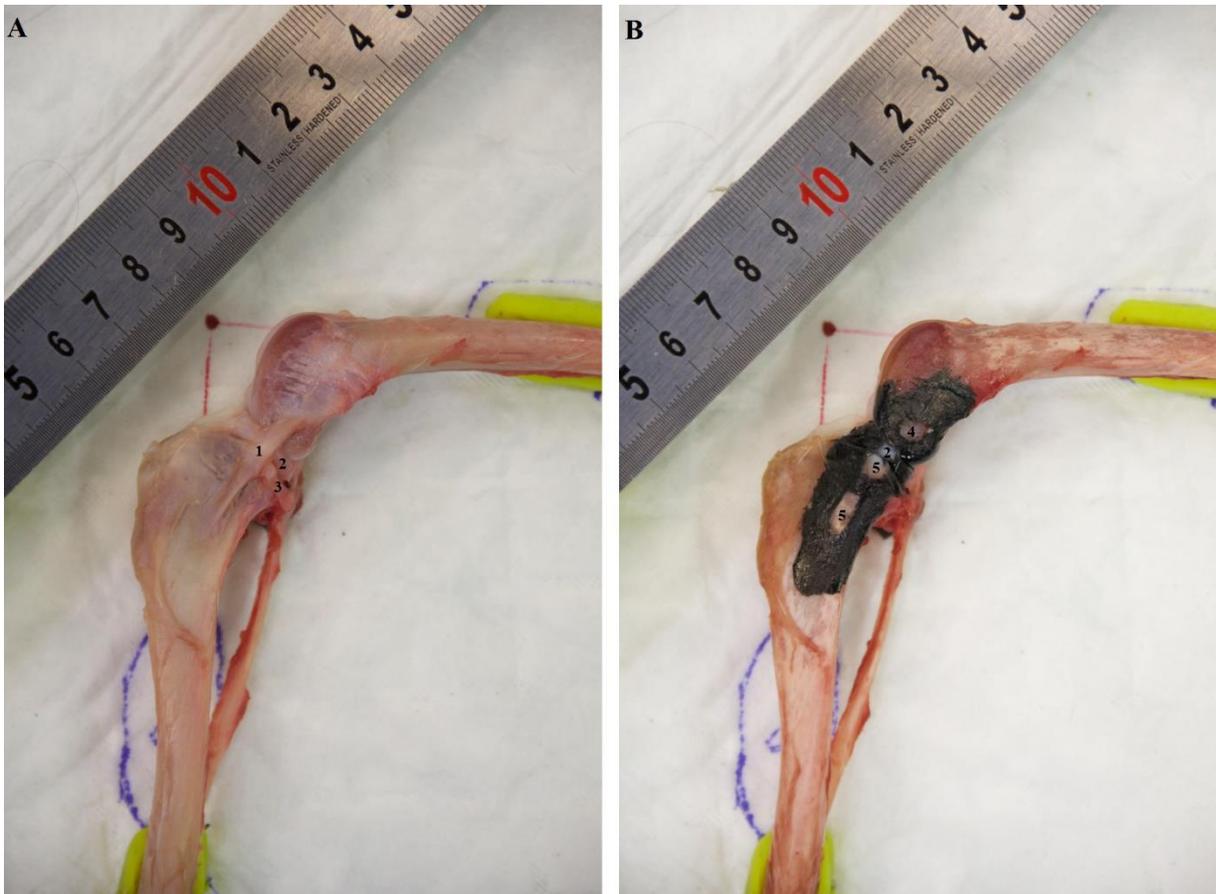


Figure n°26 : Exemples de clichés obtenus pour le grasset droit du chien n°8

(A : Ligament collatéral médial intact ; B : Après excision du LCM ; 1 : LCM ; 2 : Ménisque médial ; 3 : Tendon du muscle semi-membraneux ; 4 : Surface d'insertion fémoral du LCM ; 5 : Surface d'insertion tibiale du LCM)

II-C-2. Acquisition des images radiographiques

Un cliché radiographique de chaque grasset a été obtenu en incidence médio-latérale. Les conditions de prise du cliché radiographique étaient similaires à celles permettant l'obtention d'un cliché pré-opératoire en vue d'un nivellement du plateau tibial. Le grasset était donc positionné à 90° de flexion et un marqueur de calibration sphérique de 25 mm de diamètre, était positionné en regard de l'articulation (Cf. Figure n°27 A), de telle sorte que le centre de la sphère se situe dans le plan du LCM (Cf. Figure n°27 B). Pour assurer un positionnement optimal, des supports de pâte à modeler ont été placés sous le fémur et sous le tibia de façon à maintenir l'axe fémoral et l'axe tibial parfaitement parallèle au plan de la cassette lors de l'acquisition du cliché radiographique.

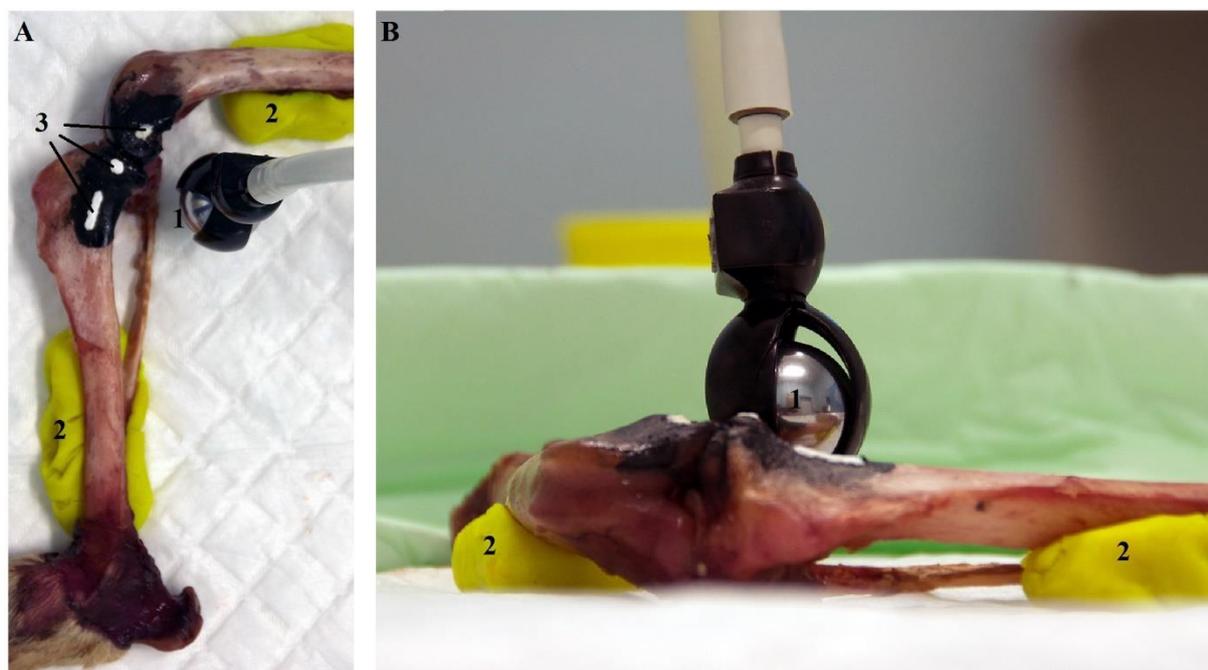


Figure n°27 : Positionnement pour l'acquisition des clichés radiographiques

(A : Photographie du positionnement radio prise par-dessus ; B : Photographie du positionnement radio en vue latérale ; 1 : Marqueur de calibration ; 2 : Supports en pâte à modeler ; 3 : Surfaces d'insertion du LCM)

Afin de matérialiser les zones d'insertion du LCM, de la pâte Microtrast®, composée de sulfate de baryum, a été appliquée au préalable, à l'aide d'un pinceau fin, de façon à recouvrir l'intégralité des surfaces n'ayant pas été marquée par l'encre de Chine (Cf. Figure n°28).



Figure n°28 : Photographie des surfaces d'insertions du LCM après l'application de la pâte sur le grasset droit du chien n°11 Microtrast®

Un exemple de cliché radiographique obtenu sur le grasset gauche du chien n°7 est présenté dans la Figure n°29.



Figure n°29 : Exemple de cliché radiographique réalisé après l'application de Microtrast®, chien n°7 gauche

(1 : Surfaces d'insertions du LCM ; 2 : Marqueur de calibration)

II-D. Description des paramètres mesurés

Les clichés photographiques et radiographiques ont été utilisés pour mesurer un certain nombre de paramètres, caractérisant la morphologie du LCM. Toutes les mesures ont été effectuées à l'aide d'un logiciel d'analyse d'image « open source » ImageJ, distribué par Fiji (<http://imagej.net/Fiji>) (Schindelin et al. 2012). Chaque image a été calibrée individuellement soit grâce à la règle soit à l'aide du marqueur de calibration sur les images radiographiques.

II-D-1. Paramètres mesurés sur les photographies

Sur les images du grasset comprenant le LCM intact, 2 paramètres caractérisant la largeur du ligament ont été mesurés (Cf. Figure n°30) :

- La_1 : Largeur du LCM en regard du plateau tibial.
- La_2 : Largeur du LCM au milieu de la portion tibiale du ligament.

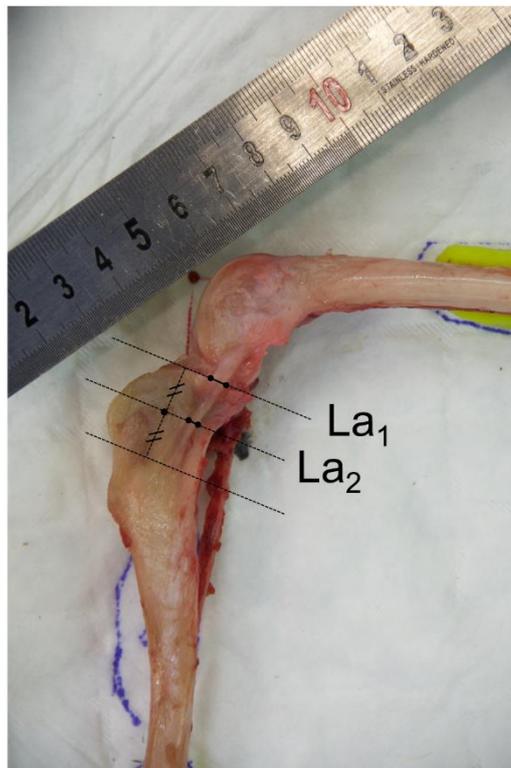


Figure n°30 : Mesures de la largeur du LCM

(La_1 : Largeur du LCM en regard du plateau tibial ;
 La_2 : Largeur du LCM au milieu de la portion tibiale du ligament)

Pour réaliser ces mesures, l'axe de référence choisi était celui du plateau tibial (Cf. Fig.30). Une droite parallèle à l'axe du plateau tibial a donc été tracée en passant par le point le plus distal de l'insertion tibiale distale du LCM. La largeur La_2 a été déterminée selon l'axe du plateau tibial (comme La_1) à égale distance entre le plateau tibial et le point le plus distal de l'insertion distale tibiale.

Sur les images du grasset après excision du LCM, 11 paramètres caractérisant les surfaces d'insertions du LCM ont été mesurés (Cf. Figure n°31 et 32).

Trois surfaces d'insertion ont été définies (Cf. Figure n°31) :

- La surface d'insertion fémorale (1)
- La surface d'insertion tibiale proximale (2)
- La surface d'insertion tibiale distale (3)

Les 11 paramètres mesurés comprenaient :

- Les aires de chacune de ces surfaces S_1 , S_2 et S_3 mesurées en mm^2 (Cf. Figure n°31 A).
- Les longueurs (L) et largeurs (l) de chacune de ces surfaces mesurées en mm (Cf. Figure n°31 B).
- Les positions proximale (O_1) et distale (O_2) de l'insertion tibiale distale par rapport au plateau tibial (Cf. Figure n°32).

Pour chaque zone, un axe de référence est défini pour mesurer les longueur et largeur maximales des zones d'insertion du LCM (Cf. Figure n°31 B).

Pour l'insertion fémorale (1), l'axe de référence était l'axe diaphysaire du fémur. La largeur de la zone (l_1) était donc mesurée selon cet axe au milieu de l'insertion. La longueur (L_1) était alors définie selon l'axe perpendiculaire et partageant la zone d'insertion au milieu du segment ayant servi à mesurer la largeur.

Pour l'insertion tibiale proximale (2), l'axe de référence choisi était l'axe du plateau tibial. La largeur (l_2) était mesurée parallèlement à cet axe au milieu de la zone d'insertion. La longueur (L_2) représentait le segment perpendiculaire à l_2 et passant en son milieu.

Pour l'insertion tibiale distale (3), l'axe de référence était le grand axe longitudinal de la zone d'insertion qui permettait de mesurer la longueur L_3 . La largeur l_3 était mesurée perpendiculairement et coupait L_3 en son milieu.

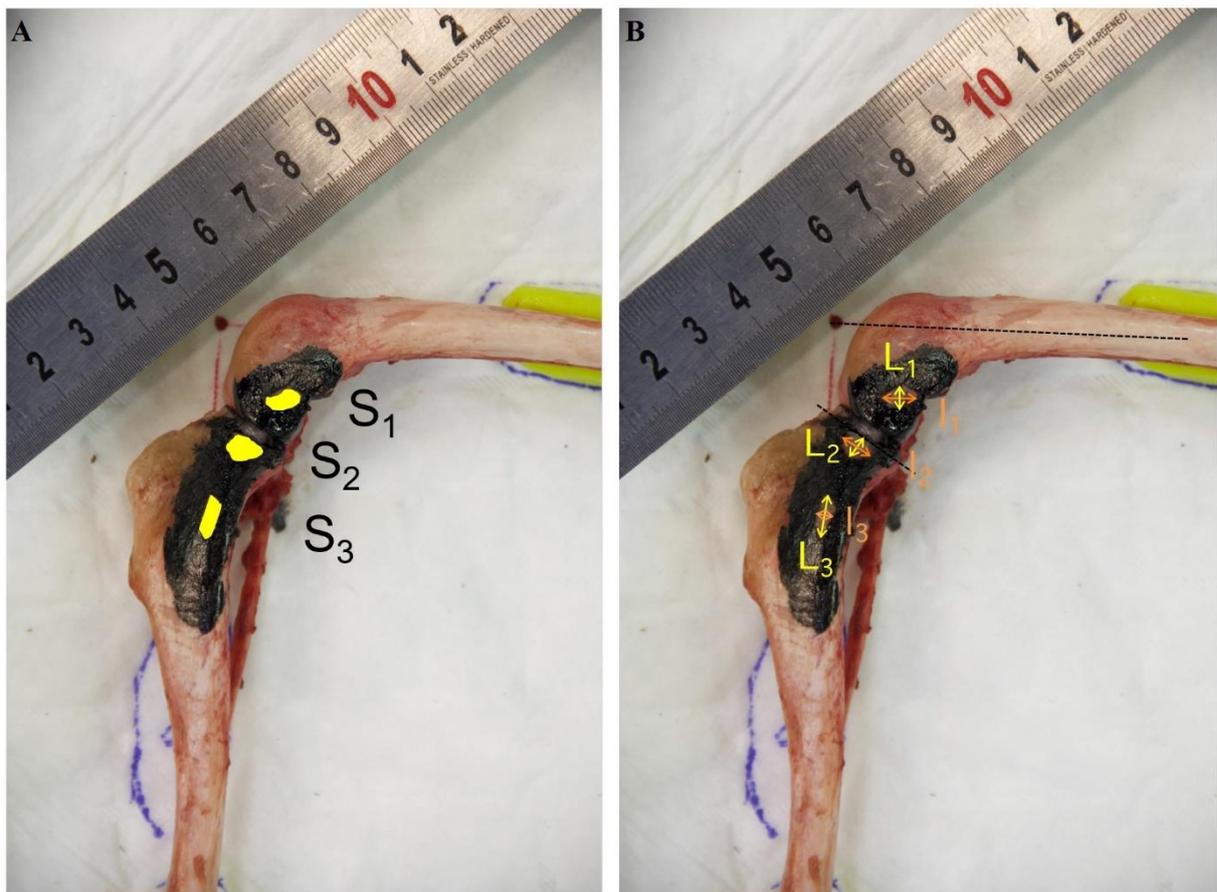


Figure n°31 : Description des paramètres mesurés relatifs aux zones d'insertion du LCM

(A : Définition des surfaces d'insertion ; B : Définition des largeurs et longueurs maximales ; S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃)

Les positions proximale (O₁) et distale (O₂) de l'insertion tibiale distale correspondaient aux longueurs perpendiculaires à l'axe du plateau tibial, depuis celui-ci jusqu'à, respectivement, le bord le plus proximal et le plus distal de l'insertion tibiale distale du LCM (Cf. Figure n°32).



Figure n°32 : Mesures de O₁ et O₂

(O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM)

II-D-2. Paramètres mesurés sur les radiographies

Sur les clichés radiographiques, les 11 paramètres relatifs à la description des 3 zones d'insertion du LCM, décrits précédemment ont été répétés (Cf. Figure n°33 A, B et C). En outre, la longueur totale du tibia T₁ a été mesurée en suivant l'axe mécanique du tibia. La mesure était prise entre le bord du plateau tibial en regard de l'éminence intercondylienne jusqu'au rebord distal de l'épiphyse tibiale distale (Cf. Figure n°33 B).

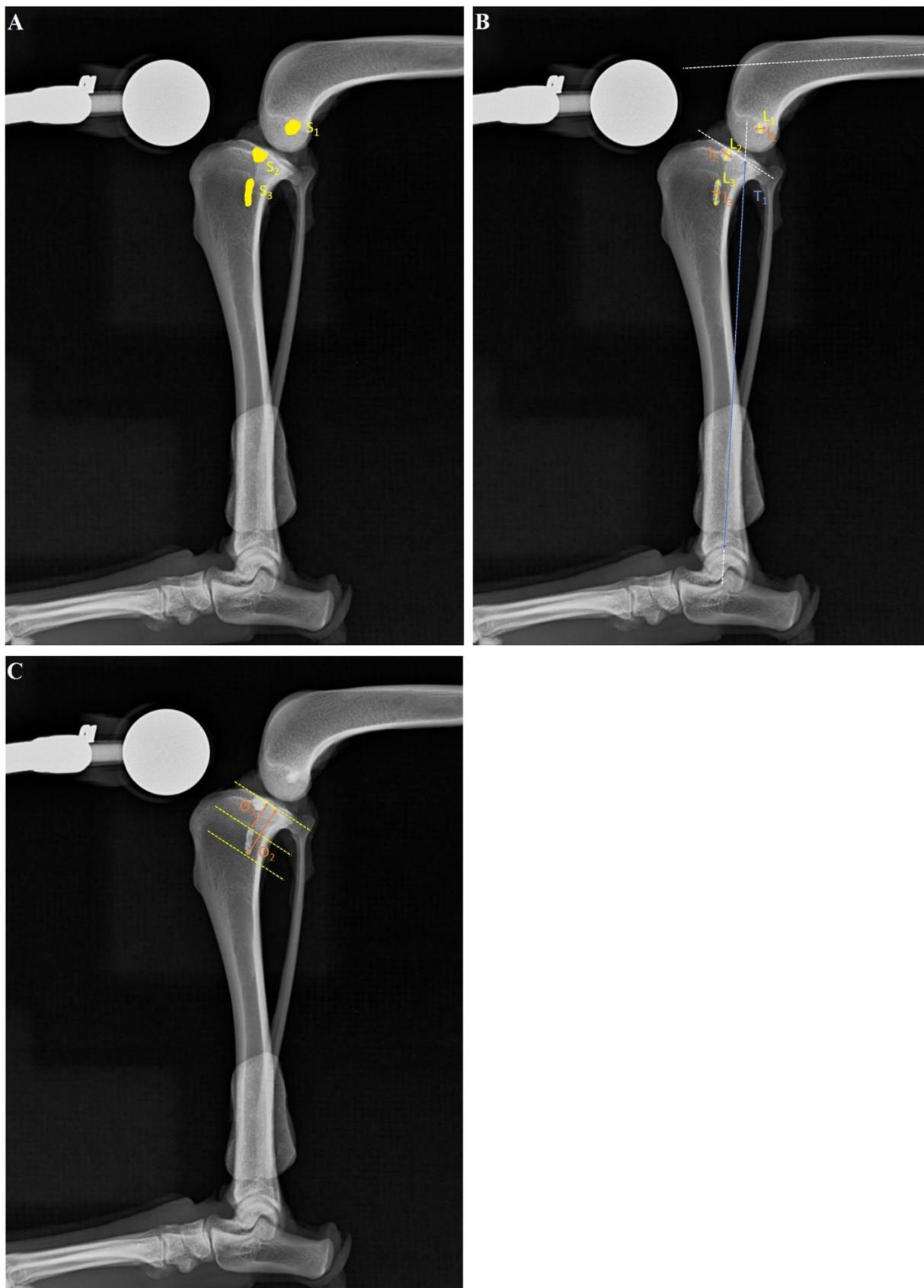


Figure n°33 : Descriptions des paramètres mesurés sur les clichés radiographiques

(S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃ ; T₁ : Longueur totale du tibia ; O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM)

Les clichés radiographiques ont permis également de réaliser une planification chirurgicale de TPLO à l'aide du logiciel OrthoViewVet (Meridian Technique Limited, Southampton, United Kingdom, Version : 6.6.1-1999 - 2015). Cette planification a été réalisée par un chirurgien spécialiste (ECVS), dans les conditions identiques à la préparation d'une TPLO en situation clinique, sans se préoccuper du marquage des insertions du LCM. Cette planification consistait à déterminer la pente du plateau tibial, choisir la taille et la position de la lame de scie et à mesurer les repères de placement de la scie en per-opératoire D₁, D₂ et D₃ (Cf. Figure n°34 A). Le repère D₁ correspondait à la longueur perpendiculaire au bord crânial du tibia partant du niveau de l'attache du tendon rotulien et allant jusqu'à l'emplacement de la lame de scie. La longueur D₂ correspond à la distance depuis l'attache du tendon rotulien, passant le long du bord cranio-proximal du tibia jusqu'au trait d'ostéotomie. Le repère D₃ relie le bord caudal du plateau tibial au point d'intersection du trait d'ostéotomie et de la corticale caudale du tibia. La planification permettait de faire pivoter le fragment proximal du tibia de façon à niveler le plateau tibial de sorte que la pente post-opératoire soit égale à 6°. 3

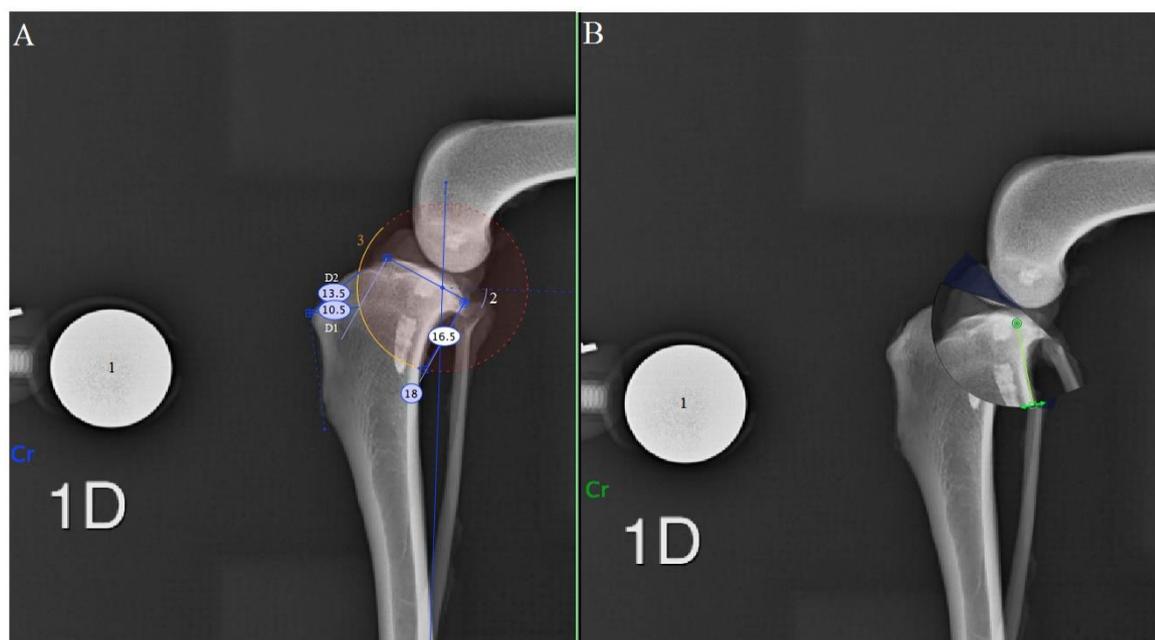


Figure n°34 : Planification pré-opératoire de TPLO sur le grasset droit du chien n°1

(A : Avant rotation du fragment proximal ; B : Après rotation du fragment proximal ; 1 : Marqueur de calibration ; 2 : Axe du plateau tibial ; 3 : Position de la scie de 18 mm de rayon ; D₁, D₂ et D₃ : Repères de positionnement de la scie)

Le logiciel de planification OrthoViewVet a permis d'obtenir la distance de correction (D_{Corr}) exprimée en mm. Cette distance correspondait au déplacement angulaire du fragment proximal en regard du trait de coupe (Cf. Figure n°35).

L'analyse de l'image radiographique post-planification a permis de mesurer la surface de l'insertion tibiale distale (S_3') du LCM présente sur le fragment proximal du tibia, à l'aide du logiciel Image J. Le rapport de cette surface S_3' sur la surface totale de l'insertion tibiale distale S_3 , permettait d'évaluer le pourcentage de cette insertion tibiale distale déplacée caudalement par la TPLO (Cf. Figure n°35).

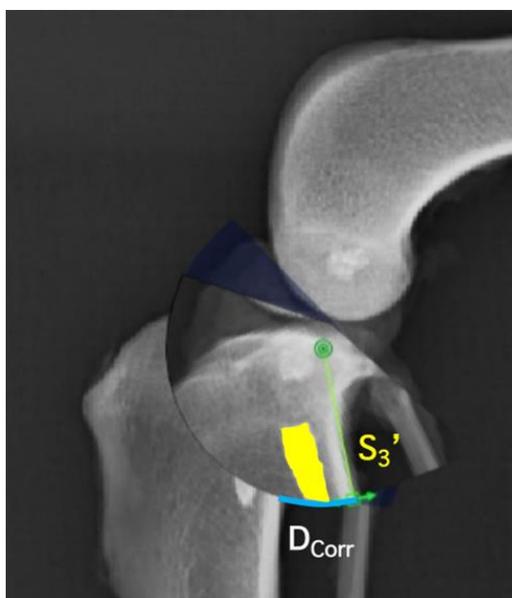


Figure n°35 : Paramètres mesurés sur les radiographies post-planification

(S_3' : Surface d'insertion tibiale distale déplacée par la TPLO ; D_{Corr} : Déplacement angulaire du fragment proximal du tibia pour l'obtention d'une pente du plateau tibial de 6°)

II-E. Analyse statistique

L'analyse statistique descriptive des paramètres mesurés a été réalisée sur Microsoft Excel pour Mac (2016 - Microsoft Corporation, Cambridge, UK). Elle comprend la moyenne, l'écart-type, le minimum, le maximum et le coefficient de variation pour chaque paramètre mesuré.

La variabilité intra-observateur a été évaluée en répétant les mesures des paramètres sur la photographie d'un grasset choisi au hasard, 5 fois de suite, avec une semaine d'intervalle entre chaque série de mesures. Le coefficient de variation entre les valeurs répétées a été calculé sur Microsoft Excel.

La variabilité inter-observateur a été évaluée en comparant les résultats de tous les paramètres mesurés sur les images photographiques des 24 grassets par 2 observateurs. Un test du T de Student apparié au seuil des 5% a été utilisé pour la comparaison de chaque paramètre entre les 2 observateurs (Systat 13, Systat Software Inc., San Jose, CA).

Les résultats des paramètres obtenus sur les photographies et sur les radiographies ont été comparés en calculant la moyenne et l'écart-type des pourcentages des différences entre les 2 techniques de mesures, pour chaque paramètre.

III. ETUDE EXPERIMENTALE : RESULTATS ET DISCUSSION

III-A. Résultats

III-A-1. Caractéristiques morphométriques du LCM du chien

III-A-1-A. Résultats des paramètres mesurés sur les photographies

Les résultats des paramètres mesurés sur les photographies pour caractériser la morphométrie du LCM du chien sont regroupés dans le Tableau n°1 et la Figure n°36.

	La ₁	La ₂	S ₁	S ₂	S ₃	L ₁	l ₁	L ₂	l ₂	L ₃	l ₃	O ₁	O ₂
Moyenne	4,04	2,95	22,40	21,58	28,07	4,89	5,62	4,55	5,21	9,90	3,35	9,61	19,04
Ecart-type	0,87	0,73	8,42	5,79	8,04	1,03	0,90	1,00	1,00	1,63	0,73	1,58	2,06
CV	0,22	0,25	0,38	0,27	0,29	0,21	0,16	0,22	0,19	0,16	0,22	0,16	0,11

Tableau n°1 : Statistiques descriptives des mesures morphométriques du LCM obtenues sur les images photographiques des 24 grassets étudiés, par l'observateur principal

(La₁ : Largeur du LCM en regard du plateau tibial ; La₂ : Largeur du LCM au milieu de la portion tibiale du ligament ; S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃ ; O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM)

Le ligament collatéral médial ne possède pas une forme régulière sur toute sa longueur. En effet, la largeur du ligament est plus grande au niveau de son passage au niveau du plateau tibial (4,04 mm) puis s'affine dans la portion tibiale (2,95 mm).

Les dissections ont permis d'identifier deux surfaces d'insertions vraies, l'une fémorale (zone 1) et l'autre tibiale (zone 3). Dans sa portion centrale, le LCM est rattaché au ménisque médial et à l'épiphyse proximale du tibia par l'intermédiaire d'une attache fibreuse et d'une petite bourse, commune avec l'insertion du muscle semi-membraneux (zone 2).

Les surfaces des zones 1 et 2 sont assez similaires, respectivement 22,4 et 21,6 mm². Leur forme est globalement ovoïde, toutes deux, légèrement plus larges que longues (Cf. Tableau n°1 et Figure n°36).

La surface d'insertion tibiale distale du LCM (zone 3) présente une forme rectangulaire, en moyenne 3 fois plus longue que large. Elle se situe sur la face médio-proximale du tibia entre 9,6 et 19 mm du plateau tibial (O₁ et O₂) (Cf. Figure n°36 D). C'est la surface d'insertion la plus importante du LCM (28,07 mm²).

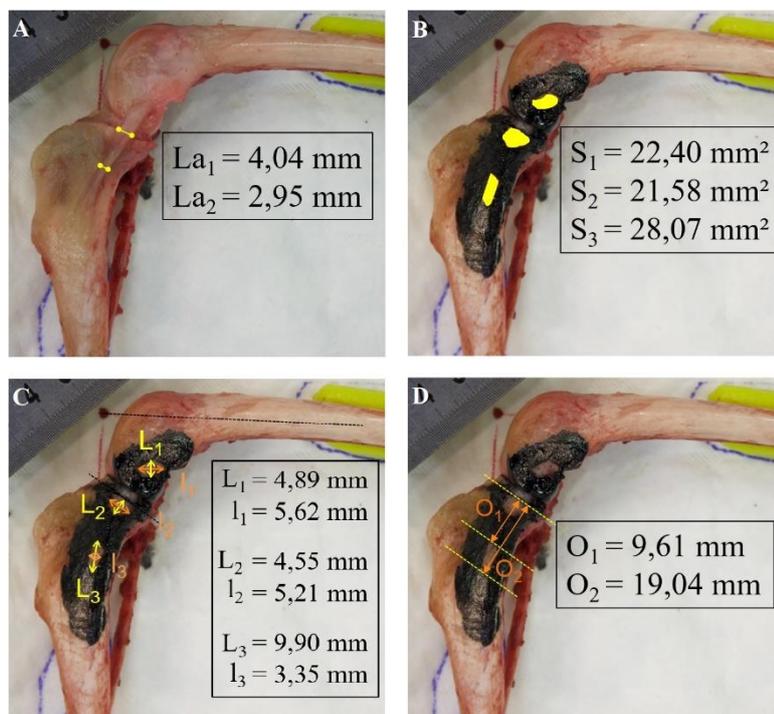


Figure n°36 : Valeurs moyennes des paramètres mesurés sur les images photographiques des 24 grassetts étudiés

(La₁ : Largeur du LCM en regard du plateau tibial ; La₂ : Largeur du LCM au milieu de la portion tibiale du ligament ; S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃ ; O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM)

III-A-1-B. Répétabilité et reproductibilité des mesures

Les 13 paramètres caractérisant la morphométrie du LCM ont été mesurés 5 fois pour un seul grasset, afin d'estimer la variabilité intra-observateur. La moyenne, l'écart type, le coefficient de variation, le minimum et le maximum sont regroupés dans le Tableau n°2.

	La ₁	La ₂	S ₁	S ₂	S ₃	L ₁	l ₁	L ₂	l ₂	L ₃	l ₃	O ₁	O ₂
Moyenne	2,90	2,17	15,43	13,14	20,28	3,82	5,51	3,69	4,00	7,57	3,23	9,80	17,17
Ecart-type	0,21	0,08	0,30	0,52	0,83	0,16	0,31	0,15	0,13	0,10	0,19	0,12	0,16
CV (%)	7,23	3,53	1,93	3,95	4,12	4,19	5,56	3,99	3,38	1,29	5,83	1,25	0,92
Min	2,56	2,09	15,18	12,48	19,13	3,59	4,97	3,53	3,86	7,43	2,92	9,64	16,93
Max	3,09	2,27	15,86	13,92	21,07	4,02	5,74	3,87	4,14	7,69	3,37	9,93	17,32

Tableau n°2 : Résultats de la variabilité intra-observateur des 13 paramètres étudiés

(La₁ : Largeur du LCM en regard du plateau tibial ; La₂ : Largeur du LCM au milieu de la portion tibiale du ligament ; S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃ ; O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM)

La répétabilité de ces mesures est tout à fait acceptable avec un coefficient de variabilité qui reste inférieur à 10 % pour tous les paramètres mesurés. Le paramètre qui semble le moins répétable est la mesure de la largeur du LCM en regard du plateau tibial avec un coefficient de variation de 7,23 %, qui pour autant reste très correct. Ces résultats permettent d'attester de la répétabilité de la méthode de mesure.

La reproductibilité des mesures a été évaluée par l'étude de la variabilité des mesures des 13 paramètres étudiés entre 2 observateurs, sur les 24 grassets de l'étude. Les valeurs moyennes des paramètres mesurés par chaque observateur ainsi que les valeurs de probabilité du test du T de Student apparié, sont reportées dans le tableau n°3.

	La ₁	La ₂	S ₁	S ₂	S ₃	L ₁	l ₁	L ₂	l ₂	L ₃	l ₃	O ₁	O ₂
Observateur 1	4,04	2,95	22,40	21,58	28,07	4,89	5,62	4,55	5,21	9,90	3,35	9,61	19,04
Observateur 2	4,25	2,93	23,14	22,52	29,26	4,63	5,50	4,81	5,21	9,97	3,20	9,60	19,54
Probabilité	0,19	0,88	0,00	0,01	0,00	0,01	0,27	0,01	0,98	0,22	0,00	0,95	0,00

Tableau n°3 : Valeurs moyennes des paramètres mesurés, obtenues par les 2 observateurs et résultat du test du T de Student apparié

(Les valeurs de probabilité en gras indiquent l'existence d'une différence significative des mesures entre les 2 observateurs ; La₁ : Largeur du LCM en regard du plateau tibial ; La₂ : Largeur du LCM au milieu de la portion tibiale du ligament ; S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃ ; O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM)

Des différences entre les mesures des 2 observateurs, apparaissent significatives pour les 3 surfaces (S₁, S₂, S₃), les longueurs des zones d'insertion 1 et 2 (L₁ et L₂), la largeur de la zone d'insertion 3 (l₃) et la position distale de l'insertion tibiale distale (O₂).

III-A-1-C. Résultats des paramètres mesurés sur les radiographies

Les résultats des paramètres mesurés sur les radiographies sont présentés dans le tableau n°4.

	S ₁	S ₂	S ₃	L ₁	l ₁	L ₂	l ₂	L ₃	l ₃	O ₁	O ₂	T ₁
Moyenne	17,02	15,49	23,75	4,20	4,63	3,22	4,12	8,98	2,67	9,51	17,95	115,38
Ecart-type	6,40	5,28	6,86	0,97	0,87	0,75	0,95	1,66	0,73	1,51	2,16	6,40
CV	0,38	0,34	0,29	0,23	0,19	0,23	0,23	0,19	0,27	0,16	0,12	0,06

Tableau n°4 : Statistiques descriptives des mesures morphométriques du LCM obtenues sur les images radiographiques des 24 grassets étudiés, par l'observateur principal

(L_{a1} : Largeur du LCM en regard du plateau tibial ; L_{a2} : Largeur du LCM au milieu de la portion tibiale du ligament ; S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃ ; O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM ; T₁ : Longueur totale du tibia)

La comparaison des résultats obtenus sur les photographies et les radiographies montrent une différence significative sauf pour le paramètre O₁. Les paramètres mesurés sur les radiographies semblent être sous-estimés par rapport aux mesures sur les photographies (Cf. Tableau n°1 et n°4). Les différences moyennes entre les paramètres mesurés sur les radiographies et les photographies varient de 28,7% (S₂ : Surface de la zone 2, et L₂ : longueur de la zone 2) à 0,6% (O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale) (Cf. Tableau n°5).

	S ₁	S ₂	S ₃	L ₁	l ₁	L ₂	l ₂	L ₃	l ₃	O ₁	O ₂
Moyenne (%)	23,8	28,7	14,6	14,0	17,4	28,7	20,0	9,3	19,4	0,6	5,7
Ecart-type	10,6	12,4	13,1	9,7	9,0	9,8	14,4	7,5	15,4	6,9	4,5
Maximum	43,8	57,4	42,1	26,5	31,3	58,8	46,9	26,2	44,4	12,8	13,7
Minimum	3,0	7,5	-6,1	-16,8	-13,6	12,5	-7,5	-2,6	-9,5	-14,4	-3,3

Tableau n°5 : Moyennes, écart-types, valeurs maximales et minimales des différences entre les paramètres mesurés sur les photographies et sur les radiographies

(S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃ ; O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM)

La mesure de la longueur totale du tibia a permis de calculer les index de position proximale (O₁/T₁) et distale (O₂/T₁) de l'insertion tibiale distale du LCM (Cf. Tableau n°6).

	O_1/T_1	O_2/T_1
Moyenne (%)	8,2	15,5
Ecart-type	0,01	0,02
CV (%)	0,14	0,10
Maximum	10,6	19,3
Minimum	4,7	11,7

Tableau n°6 : Index de position proximale (O_1/T_1) et distale (O_2/T_1) de l'insertion tibiale distale du LCM

(O_1 : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O_2 : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM ; T_1 : Longueur totale du tibia)

L'insertion tibiale distale du LCM s'étend donc de 8,2% à 15,5% de la longueur totale du tibia en partant du bord médial du plateau.

III-A-2. Répercussions de la TPLO sur le LCM

La planification en vue d'une TPLO visant une pente du plateau tibial post-opératoire à 6° a été réalisée sur les 24 grassets de l'étude avec une correction moyenne de $19,8^\circ$ (Cf Tableau 7).

Deux cas de figure se sont présentés suite à la planification de la TPLO :

- Soit le trait d'ostéotomie passait à travers la surface d'insertion distale (S_3) du ligament collatéral médial (Cf. Figure n°37 A). Ceci ne s'est produit que dans 33% des cas (8 grassets sur 24). Lorsque cela survenait, une moyenne de 77,4% de S_3 se trouvait emportée avec le fragment d'ostéotomie proximal.
- Soit le trait d'ostéotomie passait en dessous de S_3 , emportant donc la totalité de la surface d'insertion tibiale distale du LCM avec le fragment d'ostéotomie proximal (Cf. Figure n°37 B). Cette configuration était la plus fréquente dans l'effectif étudié avec 67% des cas (16 grassets sur 24).

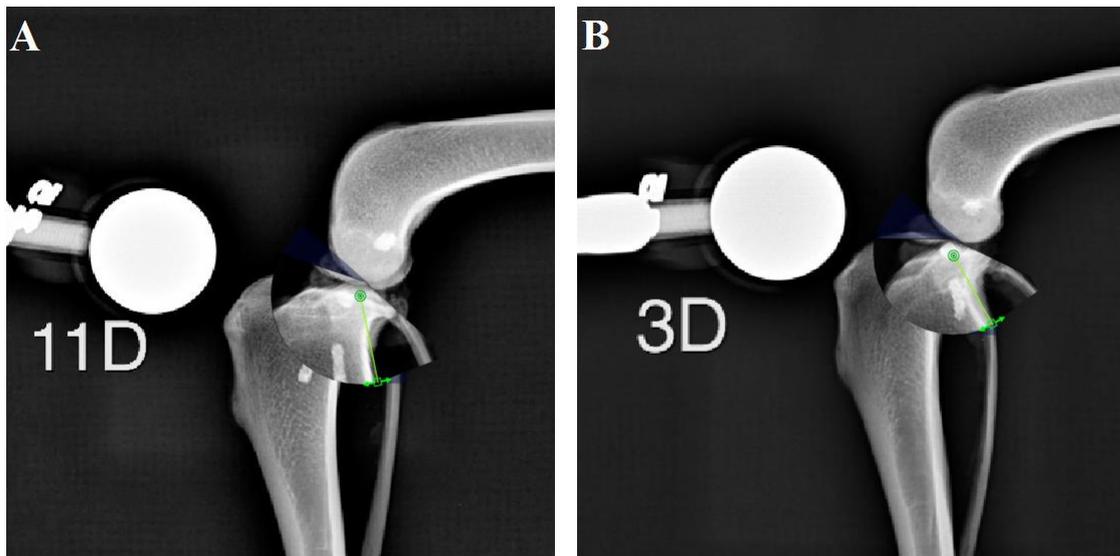


Figure n°37 : Deux cas de figure lors de la planification d'une TPLO

(A : Le trait d'ostéotomie passe à travers la surface d'insertion tibiale distale du LCM (S₃). 71% de la surface d'insertion du LCM reste sur le fragment proximal sur le grasset droit du chien n°11, B : Le trait d'ostéotomie passe en dessous de l'insertion tibiale distale (S₃) qui reste donc intacte)

Sur la totalité de l'effectif étudié, une moyenne de 92,5 % de l'insertion de S₃ est emportée avec le fragment proximal du tibia suite à l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial par TPLO (Cf. Tableau n°7).

Un deuxième paramètre pourrait avoir un impact sur le LCM. En effet, lors de TPLO, le fragment proximal est tourné jusqu'à l'obtention de la pente souhaitée. Le centre de rotation se situant sur le plateau tibial non loin de l'éminence intercondylienne, les éléments situés sur l'épiphyse tibiale proximale sont donc déplacés caudalement et d'autant plus qu'ils se trouvent éloignés du centre de rotation. La mesure du déplacement angulaire moyen de la corticale caudale du tibia en regard du trait d'ostéotomie était de 6 mm (CF Tableau n°7). L'insertion tibiale distale du LCM se trouve donc déplacée caudalement lors de TPLO.

	Pourcentage d'insertion de S ₃ emporté	Déplacement (mm)	Correction de pente (°)
Moyenne	92,50	6,00	19,80
Ecart-type	14,74	0,68	2,37
CV	0,16	0,11	0,12

Tableau n°7 : Résultats des paramètres impliquant le LCM lors d'une TPLO

(S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM)

III-B. Discussion

III-B-1. Les résultats

Les objectifs de cette étude étaient de décrire l'anatomie du LCM chez le chien, caractériser sa morphométrie dans l'effectif étudié et d'évaluer les répercussions potentielles d'une TPLO sur le LCM.

III-B-1-A. Anatomie descriptive du LCM du chien

Le LCM du chien a rarement fait l'objet de descriptions anatomiques détaillées. Dans un grand nombre d'ouvrages d'anatomie vétérinaire, le LCM est simplement décrit par ses points d'insertion fémorale et tibiale. La présence d'une petite bourse séreuse facilitant son glissement sur le condyle tibial médial et son adhérence au ménisque médial ont toutefois déjà été rapportées (Barone 1986; Evans, DeLahunta 2013).

La dissection des grassets de cette étude a permis de confirmer ces caractéristiques anatomiques. Le LCM glisse en effet lors des mouvements de flexion extension sur cette zone décrite comme une « bourse séreuse ». Mais lors de cette dissection, il a été mis en évidence le fait que dans cette zone, le LCM n'est pas complètement libre (Cf. Figure n°38). Il existe en effet une adhérence forte entre la capsule articulaire, le tendon du muscle semi-membraneux et le périoste qui attache le LCM au tibia. Cette attache n'est pas une vraie zone d'insertion car il n'existe pas de lien direct entre les fibres du LCM et le tibia mais elle permet un point de fixation tibial proximal du LCM. Cette caractéristique est tout à fait similaire à ce qu'a décrit LaPrade sur le genou humain (LaPrade 2007). Lors du marquage à l'encre de Chine, cette zone d'adhérence n'a par conséquent pas pris le colorant et elle a constitué la zone 2 de cette étude. Cette surface d'adhérence non colorée semble par ailleurs assez similaire à la zone d'insertion du chef caudal du muscle semi-membraneux décrite dans les manuels d'anatomie vétérinaire. Il semble en effet difficile de différencier ce tendon d'insertion et le LCM dans cette région comme sur le genou humain (LaPrade 2007)

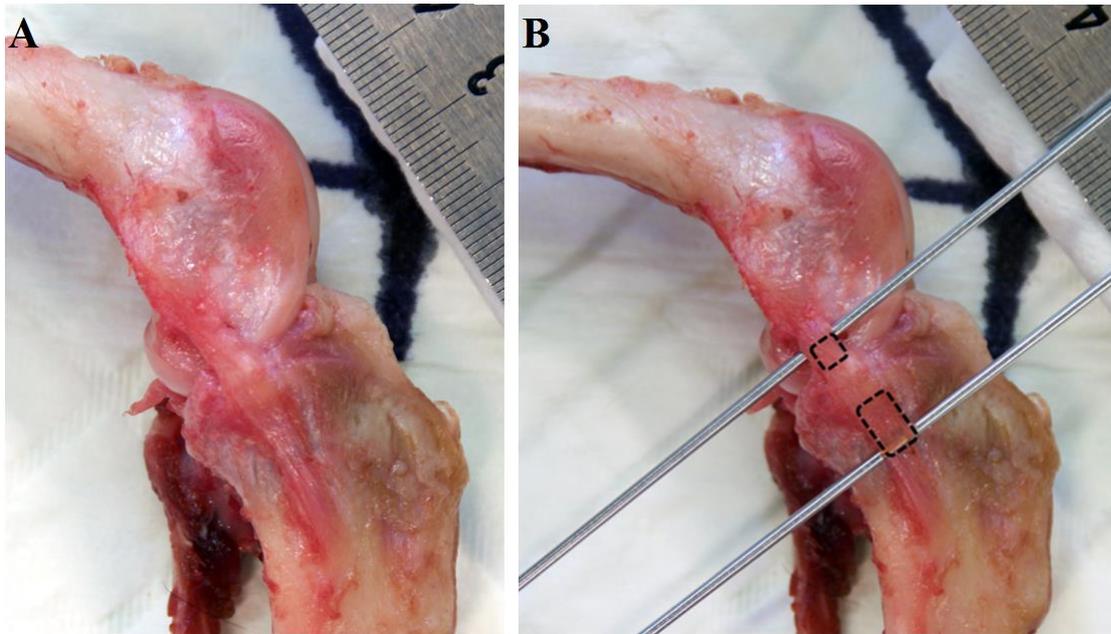


Figure n°38 : La dissection du grasset permettant d'isoler le LCM (A) a permis de mettre en évidence les zones libres du LCM en glissant des broches sous le ligament (B).

(Les lignes pointillées délimitent les portions libres du LCM)

III-B-1-B. Caractérisation morphométrique du LCM du chien

Concernant la morphométrie du LCM très peu de données étaient disponibles à part celles de Koch (Koch, Waibl 1999) qui ne concernaient que les caractéristiques de longueur et de largeur des ligaments collatéraux du grasset de chiens. Koch a également évalué les rapports de longueur entre les portions libres et attachées du LCM mais sans décrire la zone d'attache tibiale proximale (Koch, Waibl 1999).

Les résultats de cette étude ont confirmé la forme globale du LCM du chien avec en particulier un élargissement du ligament en regard de l'articulation. Le rapport de La_1 sur La_2 était en moyenne de 1,37 ce qui est similaire au rapport de 1,40 décrit par Koch (Koch, Waibl 1999).

En outre, cette étude a permis de décrire les surfaces et dimensions des zones d'insertion fémorale (S_1) et tibiale distale (S_3). Ces données ne peuvent être comparées à d'autres données bibliographiques mais confirment la forme rectangulaire de l'insertion distale et le fait que la surface d'insertion distale ($28,07 \text{ mm}^2$) soit plus vaste que l'insertion fémorale ($22,40 \text{ mm}^2$).

Cette étude a également permis de décrire et de quantifier la zone d'adhérence tibiale proximale ($21,58 \text{ mm}^2$) très proche en forme et surface à l'insertion fémorale du LCM.

Il est important de noter que bien que cette étude ait été menée dans un effectif homogène puisqu'une seule race était incluse, les coefficients de variation des paramètres mesurés restent assez élevés de 0,38 (S_1) à 0,11 (O_2). Il semble donc que ces caractéristiques soient assez variables au sein d'une même race en particulier les surfaces d'insertion. Cette variabilité a été confirmée par les mesures sur les radiographies avec des coefficients de variation de 0,38 (S_1) à 0,12 (O_2). En revanche, les positions proximale et distale de l'insertion tibiale distale (O_1 et O_2) sont les paramètres les moins variables. De même, la mesure de la longueur totale du tibia sur les radiographies possède un faible coefficient de variation (0,06). L'index de position proximale (O_1/T_1) et distale (O_2/T_1) de l'insertion tibiale distale situe l'insertion entre 8,2 et 15,5% de la longueur totale du tibia en partant du plateau tibial. Les coefficients de variation sont respectivement de 0,14 et 0,10. Ces paramètres semblent donc moins variables que les paramètres relatifs aux dimensions des insertions du LCM.

III-B-1-C. Les répercussions de la TPLO sur le LCM

III-B-1-C-a. TPLO et rupture du LCM

Parmi les nombreuses séries évaluant les complications de la TPLO, une seule a fait état d'une rupture du ligament collatéral médial du grasset (Coletti et al. 2014) représentant une incidence de 2,1% des complications majeures. Ce constat est cohérent avec les résultats de notre étude qui ont montré que l'intégrité du LCM n'était atteinte que dans 33% de l'effectif étudié.

Dans ce cas, le trait d'ostéotomie n'interférait jamais avec le LCM au point de le sectionner mais n'intéressait qu'une partie de la surface d'insertion distale du ligament. En moyenne, lorsque la surface d'insertion est impliquée dans l'ostéotomie, 77,36% de cette surface est emportée avec le fragment tibial proximal. Comme évoqué précédemment, la surface d'insertion tibiale distale du LCM représente l'insertion la plus étendue du ligament. Il est par conséquent probable que la surface d'insertion résiduelle, emportée avec le fragment tibial proximal, suffise à éviter une rupture secondaire du LCM en post-opératoire.

De plus, il est possible que la zone d'adhérence du LCM en région tibiale proximale (Zone 2 de notre étude), assure une attache complémentaire à l'insertion tibiale distale résiduelle (S_3'), suffisante pour minimiser les complications de rupture post-opératoire du LCM après une TPLO.

III-B-1-C-b. TPLO et isométrie du LCM

La deuxième répercussion notable d'une TPLO sur le LCM est le déplacement caudal de 6 mm en moyenne de la corticale caudale du tibia en regard du site de l'ostéotomie. En effet, quel que soit la configuration de coupe par rapport à l'insertion tibiale distale du LCM, la rotation du fragment tibial proximal pour corriger la pente du plateau tibial entraîne également un déplacement des insertions tibiales proximale et distale du LCM (Cf. Figure n°39). Ce déplacement entraîne une modification de l'axe général du LCM par rapport au fémur et au tibia et modifie probablement la longueur du ligament.

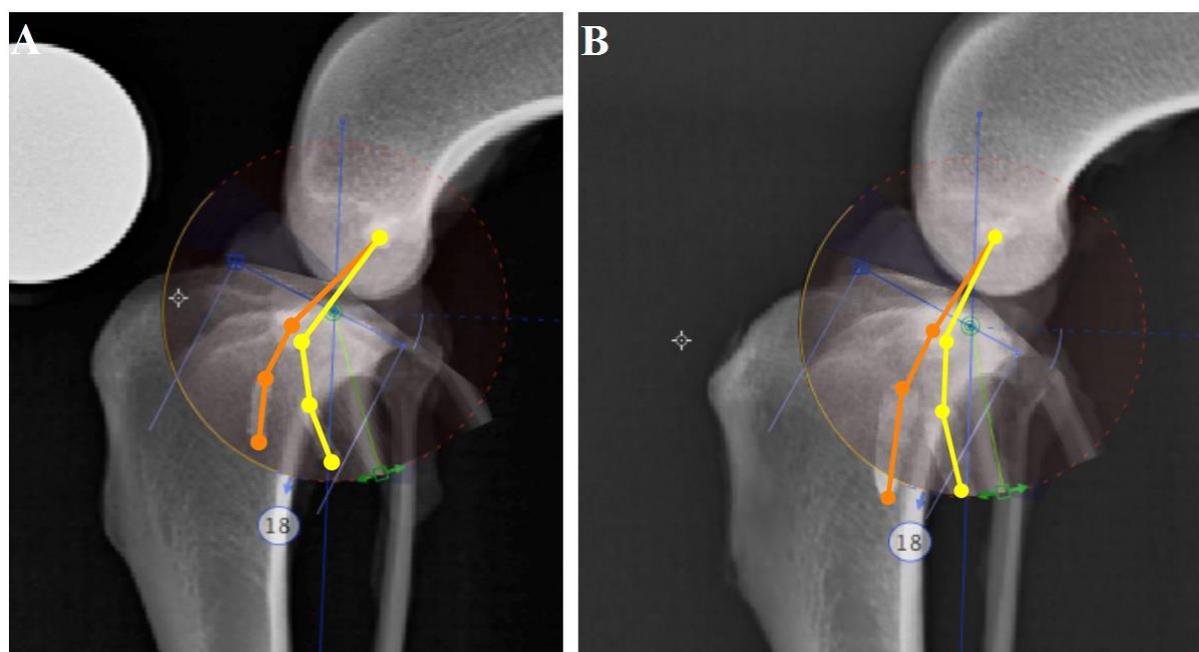


Figure n°39 : Répercussion d'une TPLO sur l'axe et la longueur du LCM

(A : Répercussion lorsque l'ostéotomie passe en dessous de l'insertion distale du LCM ; B : Répercussion lorsque l'ostéotomie passe à travers l'insertion tibiale distale du LCM ; Trait orange : LCM avant la rotation du fragment proximal ; Trait jaune : LCM après la rotation du fragment proximal)

Or la position des points d'insertion et l'orientation du LCM jouent probablement un rôle important sur la stabilité de l'articulation. En effet, pour une stabilité optimale lors d'une ligamentoplastie, la prothèse doit être tendue entre 2 points, de telle sorte que la longueur du ligament prothétique change le moins possible sur la totalité de l'amplitude articulaire. Fischer a montré que même en plaçant les points d'attache d'une prothèse, proches des points d'insertion anatomiques du LCM du grasset, l'isométrie n'était pas possible à obtenir sur la totalité de l'amplitude articulaire (Fischer et al. 2015). Toutefois, lors de ligamentoplastie, la position de l'attache distale de la prothèse la plus distale (extrémité distale de l'insertion tibiale

distale) offrait la plus faible variation de longueur sur la totalité de l'amplitude articulaire (Fischer et al. 2015).

Il est par conséquent probable que lorsque l'ostéotomie passe à travers l'insertion tibiale distale du LCM (Cf. Figure n°39 B) le résultat soit à rapprocher d'une ligamentoplastie pour laquelle l'attache de la prothèse serait située plus proximale, ce qui pourrait altérer l'isométrie du ligament. Au contraire, lorsque l'ostéotomie passe en dessous de l'insertion distale, le point d'attache semble se projeter plus distalement qu'en préopératoire (Cf. Figure n°39 A). Toutefois, il n'existe aucune donnée sur les répercussions que pourrait avoir un décalage du point d'insertion distale du LCM caudalement, sur l'isométrie du ligament. Il est donc impossible de conclure sur la réelle conséquence que pourrait avoir le déplacement de l'insertion distale du LCM sur la stabilité de l'articulation après une TPLO.

En outre, il a été montré que le ligament collatéral médial permettait aussi la stabilisation secondaire du grasset en rotation interne, en flexion (Vasseur, Arnoczky 1981), avec l'aide du ligament croisé crânial. Les causes du « pivot shift », une des complications de la TPLO, rapportée dans 3,1% des cas (Gatineau et al. 2011) demeurent aujourd'hui mal connues (Coletti et al. 2014). Cette complication consiste en une persistance de l'instabilité du grasset en rotation interne, en début de phase d'appui, dans la phase post-opératoire de TPLO. Le fait que la boiterie du « pivot shift » soit caractérisée par une instabilité en rotation interne du grasset, et qu'elle survienne alors que le ligament croisé crânial est rompu, permet de s'interroger sur l'implication que pourrait avoir le déplacement des insertions tibiales du LCM secondaires à la TPLO. En effet, les répercussions mécaniques du déplacement des insertions tibiales proximale et surtout distale n'ont encore jamais été étudiées.

III-B-2. Les limites de l'étude

III-B-2-A. Etude mono- raciale

Cette étude préliminaire a été menée volontairement sur un effectif de 12 beagles, homogène d'un point de vue morphologique. Il est donc impossible, pour le moment, d'extrapoler les données obtenues pour l'ensemble de l'espèce canine. L'objectif initial était justement de caractériser l'anatomie et d'évaluer certains paramètres morphométriques du LCM du grasset, sur un effectif de morphologie homogène.

Pour autant, les coefficients de variation obtenus dans cette étude, varient de 0,06 (longueur du tibia T_1) à 0,38 (Surface d'insertion fémorale du LCM S_1) avec une moyenne de 0,22. Cet ordre de grandeur est à rapprocher des coefficients de variation obtenus dans une étude morphologique de 206 fémurs, issus d'un effectif représentatif de la population canine, avec un coefficient moyen de 0,26 (Palierne et al. 2006). Alors que les coefficients de variation obtenus pour les mêmes paramètres morphologiques du fémur au sein de groupes de morphologie homogène étaient abaissés à 0,12 ou 0,14 selon le type de segmentation de la population (Palierne et al. 2008).

Ce constat permet de s'interroger sur les résultats qui pourraient être obtenus sur un effectif représentatif de la population canine avec diverses races représentées. Soit les coefficients de variation obtenus seraient encore plus élevés et permettraient de conclure que la morphométrie du LCM du grasset du chien possède des caractéristiques très variable au sein de l'espèce canine. Soit les coefficients de variation resteraient dans le même ordre de grandeur, ce qui signifierait que l'effet « race » ne joue pas un grand rôle dans la variation de la morphométrie de ce ligament.

La variation assez marquée, obtenue en particulier sur la caractérisation des zones d'insertion du LCM du grasset, pourraient également être due à la difficulté de déterminer précisément les zones d'insertion du ligament, après marquage à l'encre de Chine. Lors de la dissection du LCM il est possible de surestimer, dans certains cas, la zone d'insertion du ligament, si une partie du périoste est incisée en même temps que son insertion. Cet écueil pourrait être à l'origine d'un biais méthodologique.

III-B-2-B. Répétabilité et reproductibilité

III-B-2-B-a. Répétabilité

Lors de cette étude, il a été mis en évidence une très bonne répétabilité, puisque les coefficients de variation intra-observateur restaient toujours inférieurs à 10%, sur les 5 mesures répétées des 13 paramètres mesurés.

Parmi ces paramètres, celui possédant le coefficient de variation le plus élevé, bien que seulement de 7,23%, correspond à la largeur du LCM au niveau du plateau tibial (La_1). Cette variation plus élevée de la mesure peut s'expliquer par le fait que dans cette région, le ligament

est très lié à la capsule articulaire, au ménisque médial, au tendon du muscle semi-membraneux. Dans cette zone il est assez difficile de bien individualiser le LCM lors de la dissection et sa structure peut comprendre plusieurs faisceaux comme décrit chez l'homme (LaPrade 2007). Cette incertitude dans la détermination des bords du LCM dans cette zone peut expliquer la valeur du coefficient de variation de la mesure de La₁.

III-B-2-B-b. Reproductibilité

Les résultats de la variation inter-observateur sont assez mitigés. En effet, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les 2 observateurs, sur les mesures des largeurs du LCM (La₁ et La₂), les largeurs des insertions fémorales (l₁) et tibiales proximales (l₂), la longueur de l'insertion tibiale distale (L₃) et la position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM à partir du plateau tibial (O₁). En revanche, les mesures des surfaces des insertions du LCM (S₁, S₂, et S₃), les longueurs des insertions fémorales (L₁) et tibiales proximales (L₂), la largeur de l'insertion tibiale distale (l₃) et la position distale de l'insertion tibiale distale du LCM à partir du plateau tibial (O₂) présentent des divergences significatives.

Pourtant, les moyennes des pourcentages de différences (en valeur absolue), entre les 2 observateurs, varient de 2 à 13% pour chacun des 13 paramètres mesurés (CF Tableau n°8). Ces valeurs ont été calculées pour chaque paramètre, en rapportant la valeur absolue de la différence de mesure du paramètre entre les 2 observateurs à la mesure de l'observateur 1, multiplié par 100, pour chaque grasset de l'étude. Ceci signifie que pour tous les paramètres mesurés, y compris les paramètres pour lesquels le test du T de Student montrait une différence significative entre les 2 observateurs, l'observateur 2 n'obtenait des valeurs ne différant que de 2 à 13% de l'observateur 1.

	La ₁	La ₂	S ₁	S ₂	S ₃	L ₁	l ₁	L ₂	l ₂	L ₃	l ₃	O ₁	O ₂
Observateur 1	4,04	2,95	22,40	21,58	28,07	4,89	5,62	4,55	5,21	9,90	3,35	9,61	19,04
Observateur 2	4,25	2,93	23,14	22,52	29,26	4,63	5,50	4,81	5,21	9,97	3,20	9,60	19,54
% de différence	13,0	12,7	5,5	7,4	5,2	8,0	6,0	8,6	7,3	2,0	6,6	4,6	3,1

Tableau n°8 : Valeurs moyennes des 13 paramètres mesurés par les 2 observateurs et pourcentages moyens des différences entre les mesures des 2 observateurs

(Les valeurs de probabilité en gras indiquent l'existence d'une différence significative des mesures entre les 2 observateurs ; La₁ : Largeur du LCM en regard du plateau tibial ; La₂ : Largeur du LCM au milieu de la portion tibiale du ligament ; S₁ : Surface d'insertion fémorale du LCM ; S₂ : Surface d'insertion tibiale proximale du LCM ; S₃ : Surface d'insertion tibiale distale du LCM ; L₁ : Longueur perpendiculaire à l'axe anatomique du fémur de S₁ ; l₁ : Largeur de S₁ ; L₂ : Longueur perpendiculaire au plateau tibial de S₂ ; l₂ : Largeur de S₂ ; L₃ : Longueur de S₃ ; l₃ : Largeur de S₃ ; O₁ : Position proximale de l'insertion tibiale distale du LCM ; O₂ : Position distale de l'insertion tibiale distale du LCM)

III-B-2-C. Différence entre les données photographiques et radiologiques

Dans le souci de minimiser les biais méthodologiques, l'acquisition des images photographiques et radiographiques a été réalisée en suivant un protocole standardisé.

Un plateau a été conçu pour standardiser la position des grassets lors de l'acquisition des images, la distance et la position relative entre l'appareil photographique et la cible étaient constantes de même que celles entre le tube de rayons X et la cible. Un marqueur de calibration a également été utilisé à chaque acquisition des images. Pourtant, les pourcentages moyens des différences entre les paramètres mesurés sur les radiographies et les photographies, variaient de 0,6 à 28,7%. Cette différence est caractérisée par une sous-estimation des mesures obtenues sur les radiographies par rapport à celles obtenues sur les photographies.

Plusieurs explications peuvent être avancées pour expliquer ces différences.

L'utilisation d'un marqueur de calibration différent entre les 2 techniques d'acquisition pourrait être à l'origine d'un biais. En effet, sur les photographies, une règle graduée était positionnée dans le plan du grasset pour permettre l'étalonnage de chaque image. Pour l'acquisition des images radiographiques, le marqueur de calibration utilisé était une sphère métallique de 25 mm de diamètre, positionnée également dans le plan du grasset. Lors du traitement des images dans le logiciel ImageJ, une calibration individuelle de chaque image était faite. Pour la règle graduée, la calibration consistait à dessiner un segment de droite entre 2 graduations (10 mm) et de renseigner la longueur en millimètres pour calculer le facteur de calibration en pixel/mm.

Pour les images radiographiques, il était nécessaire de déterminer le centre du cercle (projection de la sphère métallique), de tracer le diamètre et de renseigner la valeur en millimètres pour obtenir le facteur de calibration en pixel/mm. Il est possible qu'une erreur dans la détermination du centre du cercle, induise un biais dans le calcul du facteur de calibration et explique une partie de la différence des mesures. Cette explication ne peut-être la seule, car dans ce cas, le pourcentage de différence entre les mesures radiographiques et photographiques serait constant.

Les différences de mesures entre les radiographies et les photographies pourraient également être attribuées au protocole lui-même. En effet, le marquage des zones d'insertion du LCM se faisait par application d'une pâte de Microtrast® radio-opaque sur les zones dépourvues d'encre de Chine. Malgré l'utilisation d'un pinceau fin, la consistance pâteuse du produit rendait un peu

difficile la réalisation d'une application homogène du produit de contraste, notamment sur les bords des zones d'insertion du LCM. Un déficit de produit de contraste sur les marges des zones d'insertion pourrait donc diminuer la détection des surfaces à mesurer sur les clichés radiographiques ce qui pourrait expliquer une partie des différences de mesures entre les 2 techniques d'acquisition d'image.

Enfin, l'erreur humaine commise par l'opérateur lors de la réalisation des mesures, participe sans doute à expliquer une partie de ces différences. Il aurait par conséquent été souhaitable d'évaluer la variabilité intra-observateur sur des mesures répétées sur les images radiographiques, afin de connaître la répétabilité de l'observateur comme pour les mesures réalisées sur les images photographiques. Cette variation intra-observateur ne peut pas forcément être extrapolée d'un type d'image à l'autre.

III-B-3. Les perspectives

Cette étude a permis de renseigner un certain nombre d'informations sur l'anatomie, la morphométrie du LCM du grasset du chien et sur les répercussions que pouvaient engendrer une TPLO.

Toutefois, l'analyse des limites, détaillée dans la partie précédente, montre que cette étude constitue plus une phase préliminaire, qui nécessite de poursuivre des travaux pour compléter et améliorer la pertinence des résultats obtenus.

III-B-3-A. Etude multiraciale

La rupture du ligament croisé touche toutes les races de chien. La traumatologie du LCM, même si elle est plus rare, n'a pas de restriction épidémiologique connue à certaines races. La population canine est extrêmement variée d'un point de vue morphologique par conséquent un chien de petite race n'est pas forcément une représentation « homothétique » d'un chien de grande race. Il n'est donc pas possible d'extrapoler les données obtenues dans une race à l'ensemble de la population canine.

La première perspective serait donc d'élargir l'étude initiée sur cette population de beagles, à un effectif plus large et varié, représentatif de la population canine. Si le nombre de chiens étudiés le permet, il serait également intéressant de voir si des différences ou des spécificités se dessinent au sein de différentes races ou groupes morphologiques.

Cette étude pourrait également être conduite chez le chat étant donné qu'aucune description anatomique du LCM du grasset n'est disponible dans cette espèce.

III-B-3-B. Amélioration du protocole

Pour répondre aux éventuels biais méthodologiques, liés au marquage des zones d'insertion du LCM avant l'acquisition des images radiographiques, il convient d'évaluer diverses solutions techniques. Dans cette étude, le marquage avec du produit de contraste se faisait par ajout d'un produit sur les zones dépourvues d'encre de Chine. Les mesures se faisaient ainsi sur des images de contraste positif. Pour éviter l'erreur d'une couverture incomplète et/ou de façon hétérogène de cette zone, il serait peut-être souhaitable de mélanger un produit de contraste à l'encre de Chine appliquée avant la dissection du LCM et de mesurer les zones de contraste négatif après l'acquisition des images radiographiques. Il est nécessaire d'évaluer cette solution et de trouver un produit de contraste suffisamment fluide et concentré en élément radio-opaque, pour un marquage optimal.

La standardisation du marqueur de calibration entre les images radiographiques et photographiques, ainsi qu'une étude de la répétabilité des mesures, devraient aussi être ajoutées au protocole.

III-B-3-C. Etude des conséquences d'une TPLO sur le LCM

Concernant les répercussions de la technique de nivellement du plateau tibial sur le ligament collatéral médial, cette étude a engendré un certain nombre de questions.

III-B-3-C-a. L'isométrie

Cette étude a permis de montrer qu'il pouvait y avoir 2 cas de figure selon la morphologie du LCM, lors de TPLO :

- Soit la totalité de l'insertion tibiale distale est déplacée.
- Soit une partie de l'insertion tibiale distale est déplacée.

Le déplacement moyen de 6 mm, identifié dans cette étude correspond au déplacement de la corticale caudale du tibia en regard du trait d'ostéotomie, lors d'une correction de la pente du

plateau tibial à 6°. En revanche le déplacement précis des insertions du LCM n'a pas été précisément mesuré. Le déplacement est clairement plus important selon l'axe cranio-caudal du tibia, mais il est évident qu'un déplacement se produit aussi selon l'axe proximo-distal tibia. Il est probable que dans ce dernier axe, le déplacement dépend de la position du trait d'ostéotomie par rapport à l'insertion tibiale distale.

Il serait opportun de quantifier les déplacements des insertions tibiales proximale et distale, dans ces 2 axes, lors de la réalisation d'une TPLO. Afin d'évaluer l'impact que pourrait avoir une TPLO sur l'isométrie du LCM, il serait nécessaire de mesurer la variation de la longueur du LCM entre les divers points d'insertion, en flexion, en position d'appui maximal et en extension. Ces mesures permettraient d'identifier des variations éventuelles dans la tension du LCM sur l'amplitude articulaire et d'identifier des situations où l'articulation pourrait être déstabilisée.

III-B-3-C-b. Etude mécanique

Enfin, étant donné que notre étude a montré qu'il existait non seulement un déplacement des insertions tibiales et que dans 33% des cas, la surface d'insertion tibiale distale pouvait être diminuée par l'ostéotomie de la TPLO, il semble important d'étudier les conséquences mécaniques de ces modifications.

Deux types d'études mécaniques pourraient être envisagées :

- Une étude pourrait évaluer l'importance relative des insertions tibiales distale et proximale, en effectuant des tests de résistance du LCM. L'objectif serait de faire varier la surface de l'insertion tibiale distale de 100% à 0% en décalant le trait d'ostéotomie d'une TPLO, proximement, jusqu'à faire un trait de coupe dans la région libre du ligament. Une comparaison de la résistance mécanique du ligament résiduel permettrait d'évaluer la répercussion de l'ostéotomie en fonction de sa position.
- Une autre étude pourrait s'intéresser à l'impact de la rotation du fragment tibial proximal lors de TPLO, sur la stabilité articulaire, en relation avec le déplacement de l'insertion tibiale du LCM. Il serait en particulier opportun de rechercher une corrélation entre le déplacement de l'insertion du LCM lors de TPLO et la persistance d'une instabilité en rotation interne du tibia sur toute la gamme de l'amplitude articulaire du grasset.

CONCLUSION

Le ligament collatéral médial du grasset chez le chien a rarement fait l'objet de descriptions anatomiques détaillées. Les objectifs de cette étude étaient de décrire l'anatomie du LCM chez le chien, de caractériser sa morphométrie dans l'effectif étudié et d'évaluer les répercussions potentielles d'une TPLO sur le LCM.

Dans cette étude, 24 grassets, de chien de race Beagle, ont été disséqués et étudiés. Dans un premier temps, il en ressort quelques aspects anatomiques tels que l'existence d'une « bourse séreuse » permettant des mouvements de translation du ligament sur le condyle tibial caudal ainsi que l'existence d'une adhérence au ménisque médial. Ces observations avaient déjà été rapportées par Barone en 1986 ainsi que Evans et DeLahunta en 2013. Cependant, cette étude a permis d'apporter un élément supplémentaire : le ligament collatéral n'est pas complètement libre en cette zone car il existe une adhérence forte entre la capsule articulaire, le tendon du muscle semi-membraneux et le périoste. Ceci n'est toutefois pas une réelle zone d'insertion du ligament mais peut être considéré comme un point de fixation tibial proximal du LCM.

Dans un second temps, la morphométrie du ligament a été étudiée. Le LCM possède donc une forme globalement en sablier avec une largeur plus importante en regard de l'articulation. Cette étude a en outre permis de décrire les surfaces et dimensions des zones d'insertion fémorale (S_1) et tibiale distale (S_3) : l'insertion distale possède une forme rectangulaire, de $28,07 \text{ mm}^2$ en moyenne, et se trouve être plus vaste que l'insertion fémorale ($21,58 \text{ mm}^2$). La zone d'adhérence tibiale proximale ($21,58 \text{ mm}^2$) se trouve être très proche en forme et surface de l'insertion fémorale du LCM. L'index de position proximale (O_1/T_1) et distale (O_2/T_1) de l'insertion tibiale distale situe l'insertion entre 8,2 et 15,5% de la longueur totale du tibia en partant du plateau tibial. Les paramètres de position de l'insertion tibiale distale semblent être moins variables que les paramètres relatifs aux dimensions des insertions du LCM.

Enfin, les répercussions possibles de la TPLO sur le LCM ont été étudiées. L'étude a mis en évidence que l'intégrité du LCM n'était atteinte que dans 33% de l'effectif étudié. Dans cette situation, le trait d'ostéotomie n'interférant jamais avec la portion libre du LCM mais n'intéressait qu'une partie de la surface d'insertion tibiale distale du ligament. En moyenne, lorsque la surface d'insertion est impliquée dans l'ostéotomie, 77,4% de cette surface est emportée avec le fragment tibial proximal. Comme évoqué précédemment, la surface d'insertion tibiale distale du LCM représente l'insertion la plus étendue du ligament. Il est par

conséquent probable que la surface d'insertion résiduelle, emportée avec le fragment tibial proximal, suffise à éviter une rupture secondaire du LCM en post-opératoire. Cette hypothèse est confirmée par le très faible taux de complication de rupture du LCM après une TPLO. De plus, il est possible que la zone d'adhérence du LCM en région tibiale proximale (Zone 2 de notre étude), assure une attache complémentaire suffisante pour minimiser les complications de rupture post-opératoire du LCM après une TPLO.

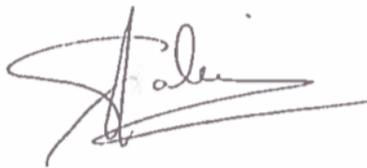
La deuxième répercussion notable d'une TPLO sur le LCM est le déplacement caudal de 6 mm en moyenne de la corticale caudale du tibia en regard du site de l'ostéotomie. En effet, quel que soit la configuration de coupe par rapport à l'insertion tibiale distale du LCM, la rotation du fragment tibial proximal pour corriger la pente du plateau tibial entraîne également un déplacement des insertions tibiales proximale et distale du LCM. Ce déplacement entraîne une modification de l'axe général du LCM par rapport au fémur et au tibia et modifie probablement la longueur du ligament. Il est par conséquent probable que la réalisation d'une TPLO entraîne une modification de l'isométrie du LCM et pourrait avoir des répercussions mécaniques sur le grasset. Ces répercussions mécaniques n'ont pas encore été étudiées.

AGREMENT SCIENTIFIQUE

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

Je soussignée, Sophie PALIERNE, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de François PATARD intitulée « Contribution à l'étude morphométrique du ligament collatéral médial du grasset chez le chien. » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 19 octobre 2016
Docteur Sophie PALIERNE
Enseignant chercheur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse



Vu :
La Directrice de l'Ecole Nationale
Vétérinaire de Toulouse
Isabelle CHMITELIN

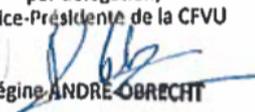


Vu :
Le Président du jury :
Professeur Paul BONNEVIALLE

Professeur Paul BONNEVIALLE
RPPS 10003857942
Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
Hôpital Jean-Paul Riquet
Place du Docteur Baylac - TSA 40031
31050 TOULOUSE Cedex 9

Vu et autorisation de l'impression :
Président de l'Université
Paul Sabatier
Monsieur Jean-Pierre VINEL

Le Président de l'Université Paul Sabatier
par délégation,
La Vice-Présidente de la CFVU



Régine ANDRE-OBRECHT

Conformément à l'Arrêté du 20 avril 2007, article 6, la soutenance de la thèse ne peut être autorisée qu'après validation de l'année d'approfondissement.

BIBLIOGRAPHIE

- BAIRD, Debra K., HATHCOCK, John T., RUMPH, Paul F., KINCAID, Steven A. et VISCO, Denise M., 1998. Low-Field Magnetic Resonance Imaging of the Canine Stifle Joint: Normal Anatomy. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. 1 mars 1998. Vol. 39, n° 2, pp. 87-97.
- BARONE, Robert, 1986. *Anatomie comparée des mammifères domestiques*. Paris : Vigot Frères. ISBN 978-2-7114-9160-5. OCLC: 844305272
- BARRETT, E., BARR, F., OWEN, M. et BRADLEY, K., 2009. A retrospective study of the MRI findings in 18 dogs with stifle injuries. *Journal of Small Animal Practice*. septembre 2009. Vol. 50, n° 9, pp. 448-455.
- BERGH, Mary Sarah, RAJALA-SCHULTZ, Päivi et JOHNSON, Kenneth A., 2008. Risk Factors for Tibial Tuberosity Fracture After Tibial Plateau Leveling Osteotomy in Dogs. *Veterinary Surgery*. juin 2008. Vol. 37, n° 4, pp. 374-382.
- BOUDRIEAU, Randy J., 2009. Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement? *Veterinary surgery: VS*. janvier 2009. Vol. 38, n° 1, pp. 1-22.
- BRUCE, W. J., 1998. Multiple ligamentous injuries of the canine stifle joint: a study of 12 cases. *Journal of Small Animal Practice*. 1 juillet 1998. Vol. 39, n° 7, pp. 333-340.
- CANAPP JR., Sherman O., 2007. The Canine Stifle. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*. novembre 2007. Vol. 22, n° 4, pp. 195-205.
- COLETTI, Thomas J., ANDERSON, Mark, GORSE, Mary Jean et MADSEN, Richard, 2014. Complications associated with tibial plateau leveling osteotomy: A retrospective of 1519 procedures. *The Canadian Veterinary Journal*. 2014. Vol. 55, n° 3, pp. 249.
- DE MAESENEER, Michel, VAN ROY, Frans, LENCHIK, Leon, BARBAIX, Eric, DE RIDDER, Filip et OSTEAX, Michel, 2000. Three Layers of the Medial Capsular and Supporting Structures of the Knee: MR Imaging—Anatomic Correlation 1. *Radiographics*. 2000. Vol. 20, n° suppl_1, pp. S83–S89.
- DEJARDIN, Loic M., 2003. Tibial plateau leveling osteotomy. In : *Textbook of small animal surgery*. 3. ed. Philadelphia, Pa : Saunders. pp. 2133-2143.

EVANS, Howard Ensign et DELAHUNTA, Alexander (éd.), 2013. *Miller's anatomy of the dog*. 4. ed. St. Louis, Mo : Elsevier.

FISCHER, C., ALARCÓN, J. C., TRONCOSO, I. E. et CHERRES, M. D., 2015. An in vitro study of potential attachment sites for the reconstruction of the medial collateral ligament of canine stifles. *Archivos de Medicina Veterinaria*. 2015. Vol. 47, n° 2, pp. 259–262.

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.

GATINEAU, M., DUPUIS, J., PLANTÉ, J. et MOREAU, M., 2011. Retrospective study of 476 tibial plateau levelling osteotomy procedures: Rate of subsequent 'pivot shift', meniscal tear and other complications. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 21 juillet 2011. Vol. 24, n° 5, pp. 333-341.

INDELICATO, P. A., 1983. Non-operative treatment of complete tears of the medial collateral ligament of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. mars 1983. Vol. 65, n° 3, pp. 323-329.

JACOBSON, Kurt E. et CHI, Frederic S., 2006. Evaluation and treatment of medial collateral ligament and medial-sided injuries of the knee. *Sports medicine and arthroscopy review*. 2006. Vol. 14, n° 2, pp. 58–66.

KOCH, R. et WAIBL, H., 1999. Die Kollateralbänder des Kniegelenks beim Hund : Morphometrie und Funktion. *Kleintierpraxis*. 1999. Vol. 44, n° 2, pp. 73-148.

KRAMER, Martin, STENGEL, Heike, GERWING, Martin, SCHIMKE, Ernst et SHEPPARD, Claudia, 1999. Sonography of the Canine Stifle. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. 1 mai 1999. Vol. 40, n° 3, pp. 282-293.

LAPRADE, Robert F., 2007. The Anatomy of the Medial Part of the Knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*. 1 septembre 2007. Vol. 89, n° 9, pp. 2000.

LIU, Fang, YUE, Bing, GADIKOTA, Hemanth R., KOZANEK, Michal, LIU, Wanjun, GILL, Thomas J., RUBASH, Harry E. et LI, Guoan, 2010. Morphology of the medial collateral ligament of the knee. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2010. Vol. 5, n° 1, pp. 1.

MONTAVON, PM, DAMUR, DM et TEPIC, S, 2002. Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of the cranial cruciate deficient canine stifle. In : *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress*. Munich, Germany. pp. 152.

NISELL, R., NÉMETH, G. et OHLSÉN, H., 1986. Joint forces in extension of the knee. Analysis of a mechanical model. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. février 1986. Vol. 57, n° 1, pp. 41-46.

NISELL, R., 1985. Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*. 1985. Vol. 216, pp. 1-42.

OTAKE, Norihiro, CHEN, Huayue, YAO, Xianfeng et SHOUMURA, Shizuko, 2007. Morphologic study of the lateral and medial collateral ligaments of the human knee. *Okajimas Folia Anatomica Japonica*. février 2007. Vol. 83, n° 4, pp. 115-122.

PACCHIANA, Philip D., MORRIS, Ethan, GILLINGS, Sarah L., JESSEN, Carl R. et LIPOWITZ, Alan J., 2003. Surgical and postoperative complications associated with tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture: 397 cases (1998-2001). *Journal of the American Veterinary Medical Association*. 15 janvier 2003. Vol. 222, n° 2, pp. 184-193.

PALIERNE, Sophie, ASIMUS, Erik, MATHON, Didier, MEYNAUD-COLLARD, Patricia et AUTEFAGE, Andre, 2006. Geometric analysis of the proximal femur in a diverse sample of dogs. *Research in Veterinary Science*. juin 2006. Vol. 80, n° 3, pp. 243-252.

PALIERNE, Sophie, MATHON, Didier, ASIMUS, Erik, CONCORDET, Didier, MEYNAUD-COLLARD, Patricia et AUTEFAGE, Andre, 2008. Segmentation of the canine population in different femoral morphological groups. *Research in Veterinary Science*. décembre 2008. Vol. 85, n° 3, pp. 407-417.

PUJOL, Esteban, VAN BREE, Henri, CAUZINILLE, Laurent, PONCET, Cyrill, GIELEN, Ingrid et BOUVY, Bernard, 2011. Anatomic Study of the Canine Stifle Using Low-Field Magnetic Resonance Imaging (MRI) and MRI Arthrography: Anatomic Study of the Canine Stifle. *Veterinary Surgery*. juin 2011. Vol. 40, n° 4, pp. 395-401.

RACHMAT, H.H., JANSSEN, D., ZEVENBERGEN, W.J., VERKERKE, G.J., DIERCKS, R.L. et VERDONSCHOT, N., 2014. Generating finite element models of the knee: How

accurately can we determine ligament attachment sites from MRI scans? *Medical Engineering & Physics*. juin 2014. Vol. 36, n° 6, pp. 701-707.

SAMII, Valerie F. et DYCE, Jonathan, 2004. COMPUTED TOMOGRAPHIC ARTHROGRAPHY OF THE NORMAL CANINE STIFLE. *Veterinary Radiology & Ultrasound*. septembre 2004. Vol. 45, n° 5, pp. 402-406.

SCHINDELIN, Johannes, ARGANDA-CARRERAS, Ignacio, FRISE, Erwin, KAYNIG, Verena, LONGAIR, Mark, PIETZSCH, Tobias, PREIBISCH, Stephan, RUEDEN, Curtis, SAALFELD, Stephan, SCHMID, Benjamin, TINEVEZ, Jean-Yves, WHITE, Daniel James, HARTENSTEIN, Volker, ELICEIRI, Kevin, TOMANCAK, Pavel et CARDONA, Albert, 2012. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*. 28 juin 2012. Vol. 9, n° 7, pp. 676-682.

SCHULZ, K, 2007. Cranial cruciate ligament rupture. In : *Small animal surgery*. 3rd ed. Boston, MA : Elsevier. pp. 1254-1276.

SLOCUM, B. et DEVINE, T., 1983. Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *Journal of the American Veterinary Medical Association*. 15 août 1983. Vol. 183, n° 4, pp. 456-459.

SLOCUM, B. et SLOCUM, T. D., 1993. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*. juillet 1993. Vol. 23, n° 4, pp. 777-795. PMID: 8337790

STAUFFER, Kent D., TUTTLE, Trent A., ELKINS, A. D., WEHRENBURG, Aaron P. et CHARACTER, Ben J., 2006. Complications associated with 696 tibial plateau leveling osteotomies (2001-2003). *Journal of the American Animal Hospital Association*. février 2006. Vol. 42, n° 1, pp. 44-50.

TAKETOMI, Shuji, UCHIYAMA, Eiji, NAKAGAWA, Takumi, TAKEDA, Hideki, NAKAYAMA, Shuichi, FUKAI, Atsushi, SANADA, Takaki et IWASO, Hiroshi, 2014. Clinical features and injury patterns of medial collateral ligament tibial side avulsions: « Wave sign » on magnetic resonance imaging is essential for diagnosis. *The Knee*. décembre 2014. Vol. 21, n° 6, pp. 1151-1155.

THEORET, MC, WITHNEY, WO et BEALE, BS, 2003. Complications associated with tibial plateau leveling osteotomy. *Proceed 30th Annual Conference Vet Ortho Soc.* Steamboat, CO, 2003.

TOBIAS, Karen M. et JOHNSTON, Spencer A. (éd.), 2012. *Veterinary surgery: small animal.* St. Louis, Mo : Elsevier.

VANDE BERG, Bruno C., LECOUVET, Frederic E., POILVACHE, Pascal, DUBUC, Jean-Emile, MALDAGUE, Baudouin et MALGHEM, Jacques, 2002. Anterior cruciate ligament tears and associated meniscal lesions: assessment at dual-detector spiral CT arthrography. *Radiology.* mai 2002. Vol. 223, n° 2, pp. 403-409.

VASSEUR, P. B. et ARNOCZKY, S. P., 1981. Collateral ligaments of the canine stifle joint: anatomic and functional analysis. *American Journal of Veterinary Research.* juillet 1981. Vol. 42, n° 7, pp. 1133-1137.

VASSEUR, P. B., 2003. Stifle Joint. In : *Textbook of small animal surgery.* 3, ed. Philadelphia, Pa : Saunders. pp. 2090-2133.

WILKE, Vicki L., ROBINSON, Duane A., EVANS, Rich B., ROTHSCHILD, Max F. et CONZEMIUS, Michael G., 2005. 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.* 15 novembre 2005. Vol. 227, n° 10, pp. 1604-1607.

WOO, Savio L.-Y., INOUE, Masahiro, MCGURK-BURLESON, Erin et GOMEZ, Mark A., 1987. Treatment of the medial collateral ligament injury II: Structure and function of canine knees in response to differing treatment regimens. *The American journal of sports medicine.* 1987. Vol. 15, n° 1, pp. 22-29.

NOM : PATARD

Prénom : François

TITRE : CONTRIBUTION A L'ETUDE MORPHOMETRIQUE DU LIGAMENT COLLATERAL MEDIAL DU GRASSET CHEZ LE CHIEN

RESUME : L'objectif de cette étude est de caractériser l'anatomie du ligament collatéral médial du grasset chez le chien. Un intérêt tout particulier sera donné aux points d'insertion de ce ligament, de façon à pouvoir évaluer les éventuels impacts qui pourraient s'y jouer lors de TPLO.

Les deux membres pelviens d'un effectif de 12 chiens de race beagle ont été prélevés et disséqués afin d'observer le ligament collatéral médial sur chacun d'entre eux. L'étude s'est appuyée sur l'acquisition d'images photographiques après dissection et l'utilisation d'encre de Chine pour marquer les surfaces d'insertion du ligament. Des clichés radiographiques ont également été effectués après marquage des surfaces d'insertion avec du sulfate de baryum. Les mesures morphométriques des zones d'insertion du ligament, réalisées sur photographies, ont été répétées sur les clichés radiographiques pour comparaison. Enfin, une planification TPLO sur les clichés radiographiques marqués a été réalisée.

Les résultats ont montré que la surface d'insertion distale s'étend en moyenne entre 8 et 16% de la longueur totale du tibia mesurée à partir du plateau tibial. Lors de la TPLO, l'insertion distale n'est impactée que dans 1 grasset sur 3 avec plus de 90% de l'insertion qui reste sur le fragment proximal. En revanche un déplacement caudal moyen de presque 6 mm de cette insertion pose la question des éventuelles perturbations de la fonction articulaire, secondaire à l'utilisation d'une TPLO lors de la rupture du ligament croisé crânial.

MOTS-CLES : LIGAMENT COLLATERAL MEDIAL – GRASSET – CHIEN – ETUDE MORPHOMETRIQUE – PLANIFICATION – TPLO (NIVELLEMENT DU PLATEAU TIBIAL)

TITLE : CONTRIBUTION TO THE MORPHOMETRIC STUDY OF THE MEDIAL COLLATERAL LIGAMENT OF THE STIFLE JOINT IN DOGS

ABSTRACT : The purpose of this study was to describe the anatomy of the medial collateral ligament of the stifle joint in dogs. A particular focus was on the insertion areas in order to assess potential impacts on those areas when TPLO surgery is performed.

Both hindlimbs of 12 beagle dogs were retrieved and dissected to expose the collateral ligaments. The study relied on photographic pictures taken after dissection and on the use of chinese ink in order to locate the insertion areas. After barium sulfate marking, radiographs were taken. The insertions points's morphometric measurements, taken on photographic pictures, were carried out on radiographs too for comparison. Lastly, TPLO surgery was scheduled based on the radiographs.

Results indicated that the distal insertion area was up to 8 to 16% of the total tibia's length measured from the tibial plateau. When TPLO surgery was performed, the distal insertion area was only impacted in a third of the cases with more than 90% of the insertion area remaining on the proximal fragment. However, a mean of almost 6mm of caudal displacement of the insertion area made us wonder about possible impairment of joint function when TPLO surgery is performed after an injury of the anterior cruciate ligament.

KEYWORDS : MEDIAL COLLATERAL LIGAMENT – STIFLE– DOG – MORPHOMETRIC STUDY – SCHEDULING – TPLO (TIBIAL PLATEAU LEVELING OSTEOTOMY)