



HAL
open science

Intérêts et limites de la stabilisation intra-articulaire du grasset chez le chien

Aurélien Cauchy

► **To cite this version:**

Aurélien Cauchy. Intérêts et limites de la stabilisation intra-articulaire du grasset chez le chien. Médecine vétérinaire et santé animale. 2024. dumas-04609782

HAL Id: dumas-04609782

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04609782v1>

Submitted on 13 Jun 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

Année 2024

INTÉRÊTS ET LIMITES DE LA STABILISATION INTRA- ARTICULAIRE DU GRASSET CHEZ LE CHIEN

THÈSE

pour obtenir le diplôme d'État de

DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

présentée et soutenue publiquement devant

la Faculté de Médecine de Créteil (UPEC)

le 3 avril 2024

par

Aurélien, Michel, Georges CAUCHY

sous la direction de

Véronique VIATEAU

JURY

Présidente du jury :	Mme Nathalie CREVIER-DENOIX	Professeure à l'EnvA
Directrice de thèse :	Mme Véronique VIATEAU	Professeure à l'EnvA
Examinatrice :	Mme Émeline MAURICE	Ingénieure de recherche (DMV) à l'EnvA

Liste des enseignants intervenant dans l'encadrement des thèses de Doctorat vétérinaire



version Janvier 2024

Liste des Professeurs et Maîtres de conférences titulaires de l'HDR

M	Adjou	Karim	Professeur	DPASP
M	Audigié	Fabrice	Professeur	DEPEC
M	Bellier	Sylvain	Professeur	DSBP
Mme	Benchekroun	Ghita	Maître de conférences HDR	DEPEC
M	Blaga	Radu	Professeur	DSBP
M	Blot	Stéphane	Professeur	DEPEC
M	Boulouis	Henri-Jean	Professeur émérite	DSBP
Mme	Chahory	Sabine	Professeur	DEPEC
Mme	Chastant	Sylvie	Professeur	DPASP
M	Chateau	Henry	Professeur	DSBP
Mme	Chetboul	Valerie	Professeur	DEPEC
Mme	Crepeaux	Guillemette	Maître de conférences HDR	DSBP
Mme	Crevier-Denoix	Nathalie	Professeur	DSBP
M	Degueurce	Christophe	Professeur	DSBP
M	Denoix	Jean-Marie	Professeur	DEPEC
M	Desquibet	Loïc	Professeur	DSBP
Mme	Dufour	Barbara	Professeur émérite	DPASP
M	Fayolle	Pascal	Professeur émérite	DEPEC
M	Federighi	Michel	Professeur	DPASP
M	Fontbonne	Alain	Professeur	DEPEC
Mme	Gilbert	Caroline	Professeur	DSBP
M	Grandjean	Dominique	Professeur	DEPEC
Mme	Grimard-Ballif	Bénédicte	Professeur	DPASP
Mme	Haddad-Hoang Xuan	Nadia	Professeur	DPASP
M	Jouvion	Gregory	Professeur	DSBP
M	Kohlhauer	Matthias	Professeur	DSBP
Mme	Le Poder	Sophie	Professeur	DSBP
Mme	Le Roux	Delphine	Maître de conférences HDR	DSBP
M	Manassero	Mathieu	Professeur	DEPEC
Mme	Maurey-Guénec	Christelle	Professeur	DEPEC
M	Millemann	Yves	Professeur	DPASP
M	Ponter	Andrew	Professeur	DPASP
Mme	Risco-Castillo	Véronica	Maître de conférences HDR	DSBP
Mme	Rivière	Julie	Professeur	DPASP
Mme	Robert	Céline	Professeur	DSBP
M	Tiret	Laurent	Professeur	DSBP
M	Tissier	Renaud	Professeur	DSBP
M	Verwaerde	Patrick	Professeur	DEPEC
Mme	Viateau	Véronique	Professeur	DEPEC

Liste des Maîtres de conférences et Ingénieurs de recherche DMV

M	Arné	Pascal	Maître de conférences	DPASP
Mme	Barassin	Isabelle	Maître de conférences	DPASP
Mme	Barbarino	Alix	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
Mme	Bertoni	Lelia	Maître de conférences	DEPEC
Mme	Canonne-Guibert	Morgane	Maître de conférences	DEPEC
Mme	Chevallier	Lucie	Maître de conférences	DSBP
Mme	Cochet-Faivre	Noëlle	Maître de conférences	DEPEC
Mme	Cordonnier-Lefort	Nathalie	Maître de conférences	DSBP
Mme	Coudry	Virginie	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
M	Crozet	Guillaume	Maître de conférences	DPASP
Mme	De Paula Reis	Alline	Maître de conférences	DPASP
M	Delsart	Maxime	Maître de conférences	DPASP
Mme	Denis	Marine	Ingénieur de recherche (DMV)	DPASP
M	Deshuillers	Pierre	Maître de conférences	DSBP
M	Gauthier	Michel	Maître de conférences associé	DPASP
Mme	Guérin	Virginie	Maître de conférences	DSBP
Mme	Guétin-Poirier	Valentine	Maître de conférences	DPASP
Mme	Jacquet	Sandrine	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
M	Kurtz	Maxime	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
Mme	Lagrée	Anne-Claire	Maître de conférences	DSBP
Mme	Le Dudal	Marine	Ingénieur de recherche (DMV)	DSBP
Mme	Legrand	Chantal	Maître de conférences associé	DSBP
M	Mammeri	Mohamed	Maître de conférences	DSBP
Mme	Manguin	Estelle	Maître de conférences	DEPEC
Mme	Marignac	Genevieve	Maître de conférences	DSBP
Mme	Marotto	Stéphanie	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
Mme	Maurice	Emeline	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
Mme	Mespoules-Rivière	Céline	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
Mme	Mtimet	Narjès	Maître de conférences	DPASP
M	Mortier	Jérémy	Maître de conférences associé	DEPEC
M	Nudelmann	Nicolas	Maître de conférences	DEPEC
M	Pignon	Charly	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
M	Polack	Bruno	Maître de conférences	DSBP
Mme	Quéré	Émilie	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
Mme	Ravary-Plumioën	Bérangère	Ingénieur de recherche (DMV)	DPASP
M	Reyes-Gomez	Edouard	Maître de conférences	DSBP
Mme	Rose	Hélène	Maître de conférences associé	DSBP
M	Tanquerel	Ludovic	Maître de conférences	DEPEC

Remerciements

Au Président du Jury de cette thèse, Mme CREVIER-DENOIX, Professeure à l'EnvA,
Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de mon jury de thèse,
Hommage respectueux.

À Mme VIATEAU, Professeure à l'EnvA,
Pour m'avoir encadré dans le cadre de ce projet, votre implication et vos relectures attentives et rapides.
Sincères remerciements

À Mme MAURICE, Ingénieure de recherche (DMV) à l'EnvA,
Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter le poste d'examineur de thèse,
Sincères remerciements

À ma famille et mes amis,
Pour qui mes sentiments sont inexprimables

Table des matières

Liste des figures	3
Liste des tableaux	6
Liste des abréviations	8
Introduction	11
Première partie : rappels anatomiques	13
1. Anatomie descriptive	13
A. <i>Surfaces articulaires</i>	13
a. Articulation fémoro-tibiale.....	13
b. Articulation fémoro-patellaire	13
B. <i>Formations complémentaires</i>	13
C. <i>Moyens d'union</i>	15
a. Ligaments fémoro-patellaires.....	15
b. Ligament tibio-patellaire	15
c. Ligaments fémoro-tibiaux.....	15
D. <i>Moyens complémentaires d'union</i>	17
E. <i>Synoviales</i>	18
2. Anatomie fonctionnelle	19
A. <i>Moyens de contention actifs et de mobilisation du grasset</i>	19
B. <i>Stabilisation du grasset en phase d'appui</i>	19
C. <i>Stabilisation du grasset en phase oscillante</i>	22
Deuxième partie : la rupture du LCCR	23
1. Epidémiologie.....	23
A. <i>Prévalence et pathophysiologie</i>	23
B. <i>Facteurs de risque</i>	23
2. Les lésions articulaires associées à la RLCCr	25
A. <i>Lésions méniscales</i>	25
B. <i>Lésions ligamentaires</i>	26
C. <i>Inflammation</i>	26
D. <i>Développement arthrosique</i>	26
3. Diagnostic	27
A. <i>Clinique</i>	27
B. <i>Apport de l'imagerie</i>	27
a. Radiographie.....	27
b. Arthroscopie.....	28
c. Imagerie par résonance magnétique (IRM) et tomodensitométrie	29
d. Echographie.....	29
Troisième partie : prises en charge chirurgicales : synthèse bibliographique	30
1. Techniques actuellement utilisées en clinique	30
A. <i>Techniques de stabilisation dynamique</i>	30
a. La TPLO et les techniques dérivées	30
b. La TTA et les techniques dérivées.....	33
c. La technique de Maquet et la TTO.....	35
B. <i>Techniques de stabilisation passive extra-articulaire</i>	35
a. La technique de Flo.....	35
b. Le TightRope®.....	37
2. Techniques de stabilisation passive intra-articulaire	38
A. <i>Techniques par autogreffe et allogreffe</i>	39
a. La technique de Paatsama	39

b. Technique « over the top »	40
c. Techniques dérivées de la médecine humaine (BTB, QTIB, greffe d'ischio-jambier)	41
B. Techniques par ligaments synthétiques.....	46
a. Les techniques de pose et détermination des insertions intra-articulaires	46
b. Les systèmes d'ancrage	47
c. Les différents types de ligaments synthétiques.....	49
Quatrième partie : intérêts et limites des techniques de stabilisations intra-articulaire.....	56
1. Synthèse bibliographique	56
2. Intérêts des techniques de stabilisation intra-articulaire.....	69
a. Abord mini-invasif.....	69
b. Respect de la physiologie articulaire et intégration biologique	70
c. Récupération fonctionnelle optimale	71
3. Limites des techniques de stabilisation intra-articulaire	72
a. Difficulté de la reconstruction anatomique	72
b. Taux de rupture et biomécanique du grasset canin	73
c. Accessibilité et coût de la prise en charge	73
Conclusion.....	74
Liste des références bibliographiques	77
Annexe 1 : Classification et illustration des lésions méniscales possibles lors de RLCCr (Johnston et Tobias, 2017)	89

Liste des figures

Figure 1 : Schéma en vue dorsale de la partie proximale du tibia mettant en évidence les ménisques et ligaments du grasset (Evans et Miller, 2013)	14
Figure 2 : Schéma en vue crâniale de la patella mettant en évidence les cartilages parapatellaires (Evans et Miller, 2013).....	14
Figure 3 : Schéma en vues caudale et crâniale de l'articulation du grasset, mettant en évidence l'appareil ligamentaire stabilisant l'articulation (Evans et Miller, 2013)	16
Figure 4 : Schéma en vue médiale de l'articulation du grasset après retrait du condyle fémoral médial, mettant en évidence les ligaments croisés (Evans et Miller, 2013).....	17
Figure 5 : Schéma en vue latérale et médiale du grasset, mettant en évidence la capsule articulaire (Evans et Miller, 2013).....	18
Figure 6 : Représentation schématique de la méthode de détermination de l'angle du plateau tibial (TPA : Tibial Plateau Angle), angle formé entre la perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia (MTA : Mechanical Tibial Axis) et la pente tibial (Todorović <i>et al.</i> , 2022).....	20
Figure 7 : Schématisation des différentes forces à l'œuvre dans le grasset du chien en position statique. La force d'appui (D) s'exerçant au niveau du grasset se transmet par le tibia selon son axe mécanique (A). Puisque le plateau tibial (B) n'est pas à angle droit avec l'axe mécanique du tibia, la force d'appui peut être scindée une force de compression entre les surfaces articulaires (E) et une force de translation crâniale (F). Cette force de translation crâniale, ou PTC, agit dans l'axe C et est proportionnelle aux forces d'appui ainsi qu'à la pente tibiale.	21
Figure 8 : Graphique représentant la translation tibiale crânial (A) et la rotation tibiale interne (B) en fonction de la progression au cours de la phase d'appui. Une différence significative est symbolisée par * (Tinga <i>et al.</i> , 2018).....	21
Figure 9 : Graphique représentant la translation tibiale crânial (A) et la rotation tibiale interne (B) en fonction de la progression au cours de la phase oscillante. Une différence significative est symbolisée par * (Tinga <i>et al.</i> , 2018).	22
Figure 10 : Graphique représentant la fréquence de RLCCr en fonction de l'âge, dans une population de 13 072 chiens admis entre 2011 et 2017 dans la Faculté des Sciences Vétérinaires à l'Université Nationale de la Plata (Rudd Garces <i>et al.</i> , 2021).....	25
Figure 11 : Radiographies de face et de profil chez des chiens présentant des signes discrets (A et B), modérés (C et D) et sévères (E et F) d'arthrose, mettant en évidence l'effusion articulaire (1) et l'apparition d'ostéophytes (2) (Gilbert <i>et al.</i> , 2019).....	28
Figure 12 : Schéma illustrant les forces à l'œuvre au sein d'un genou atteint d'une RLCCr (A), ainsi que dans un genou pris en charge par TPLO (B). Les droites jaunes continues et en pointillés illustrant respectivement l'axe du plateau tibial pré-opératoire et post-opératoire. La droite magenta illustrant l'axe mécanique du tibia, la flèche magenta les forces de soutien et les flèches jaunes les forces de compressions articulaires et la PTC (Kim <i>et al.</i> , 2008).	30

Figure 13 : Schéma illustrant les forces à l'œuvre au sein d'un genou atteint d'une RLCCr (A), ainsi que dans un genou pris en charge par TTA (B). Les droites magentas continues et en pointillés illustrant respectivement l'axe du tendon patellaire pré-opératoire et post-opératoire. La droite jaune illustrant l'axe du plateau tibial, la flèche magenta les forces de soutien et les flèches jaunes les forces de compressions articulaires et la PTC (Kim <i>et al.</i> , 2008).	33
Figure 14 : Représentation schématique, en vue latérale du grasset, de la technique LFS. Une suture irrésorbable de gros diamètre est tendue entre les plans profonds des fascias entourant l'os sésamoïde latéral et un forage dans la tubérosité tibiale (Fossum <i>et al.</i> , 2013).	36
Figure 15 : Représentation schématique de la technique TR, mettant en évidence les forages fémoraux et tibiaux (A et B) ainsi que la mise en place de la prothèse (C) et a sécurisation à l'aide de boutons (D) (DeCamp <i>et al.</i> , 2016).	37
Figure 16 : Représentation schématique de la technique de Paatsama, avec l'étape de collecte du greffon à gauche (A) et le montage final avant sécurisation du greffon à droite (B) (Arnoczky, 1988)	40
Figure 17 : Représentation schématique de l'OTT, avec les étapes de collectes de greffon (A et B) puis son placement dans l'articulation et sa fixation sur la diaphyse fémorale (C) (DeCamp <i>et al.</i> , 2016).	41
Figure 18 : Schématisation de la structure du greffon utilisé dans l'étude de Lopez et al. (A) ainsi que son implantation finale (B) (Lopez <i>et al.</i> , 2003).	42
Figure 19 : Illustration de la structure finale du greffon de type QTIB dans un bain de solution autogène PRP, dans l'étude de Cook et al. (Cook <i>et al.</i> , 2017)	43
Figure 20 : Représentation schématique de la cicatrisation théorique d'une interface entre une greffe ligamentaire et le tissu osseux, avec dans un premier temps l'établissement de quatre zones représentées en B (1 : tendon, 2 : tissu chondroïde, 3 : cartilage calcifié, 4 : os). Puis un avancement progressif du tissu osseux permet de revenir à l'architecture physiologique d'une enthèse, présentée en D, où les 4 zones sont toujours distinguables (Cook <i>et al.</i> , 2017).	44
Figure 21 : Illustration de l'étape de collecte du greffon pour la technique BTB selon Smith et al., la structure finale du greffon est présentée à droite (Smith <i>et al.</i> , 2020).	44
Figure 22 : Radiographies de profil et de face de grasset pris en charge par BTB (en haut) ou par QTIB (en bas) selon l'étude de Smith et al. Les flèches noires mettent en évidence des proliférations osseuses ectopiques caractéristiques des processus arthrosiques (Smith <i>et al.</i> , 2020)	45
Figure 23 : Radiographies de face (B) et de profil (A) d'un système de double fixation d'un ligament synthétique par vis d'interférence et rondelles crantées (Barnhart <i>et al.</i> , 2016a). Les éléments en (1) correspondent aux rondelles crantées illustrées en haut à gauche (crédit photographique GPC Medical Ltd) et maintenant les extrémités du ligament à l'aide d'une vis bicorticale. Les éléments identifiés par le (2) sont les vis d'interférence, illustrées en bas à gauche (crédit photographique GPC Medical Ltd) permettant le maintien du ligament par compression au sein des tunnels osseux.	48

Figure 24 : Exemples d'endoboutons à gauche (crédit photographique Arthrex© Inc) et illustration schématique d'un montage utilisant ce type de dispositif à droite (crédit photographique Arthrex© Inc, implantation par double endoboutons d'un greffon avec renfort interne chez l'Homme).....	49
Figure 25 : Photographie d'un ligament LARS, mettant en évidence sa structure en deux parties (Smith <i>et al.</i> , 2014)	50
Figure 26 : Illustration du ligament synthétique utilisé lors de l'étude de Barnhart et al. (Barnhart <i>et al.</i> , 2016), mettant en évidence sa structure tressée (B) ainsi que les points en croix mis en place sur les zones entourées (A) afin d'améliorer la sécurisation. Des images radiographiques du montage sont disponibles en Figure 23.	52
Figure 27 : Structure des ligaments synthétiques utilisés dans l'étude de Zhi et al., en haut figure le ligament PET (A), en bas figure le ligament hybride constitué de fibres PET et de soie (B) (Zhi <i>et al.</i> , 2019).....	53
Figure 28 : Représentation schématique du protocole de reconstruction intra-articulaire à l'aide d'une prothèse mTR (Pinna <i>et al.</i> , 2020)	55
Figure 29 : Image arthroscopique peropératoire lors de la pose d'une greffe de type QTIB (Cook <i>et al.</i> , 2017)	69
Figure 30 : Images arthroscopiques d'un montage de type QTIB à 6 mois post-opératoire, mettant en évidence des restes encore visible du ligament synthétique ainsi qu'un greffon en bon état (Cook <i>et al.</i> , 2017)	71
Figure 31 : Images arthroscopiques en haut mettant en évidence, chez l'Homme, la zone d'insertion fémorale du LCCr natif (A), le montage intra-articulaire en deux faisceaux en per-opératoire (B) puis à un an en post-opératoire (C). Images tomodensimétriques en bas mettant en évidence la planification mise en place pour les forages fémoraux et tibiaux ainsi que les système d'ancrage chez l'Homme (Yasuda <i>et al.</i> , 2010).....	72

Liste des tableaux

Tableau 1 : Taux (en pourcentage) des complications rapportées en post-opératoire de TPLO en fonction du gabarit des chiens opérés (Wemmers <i>et al.</i> , 2022)	31
Tableau 2 : Taux (en pourcentage) des complications rapportées en post-opératoire de TTA en fonction du gabarit des chiens opérés (Wemmers <i>et al.</i> , 2022)	34
Tableau 3 : Tableaux synthétiques présentant les caractéristiques des différentes études cliniques présentes dans la littérature vétérinaire	57
Tableau 4 : Tableau synthétique présentant les caractéristiques des différentes études expérimentales présentes dans la littérature vétérinaire	63

Liste des abréviations

ACVS : *American College of Veterinary Surgeon*

APT : Angle du Plateau Tibial

ATP : Angle du Tendon Patellaire

BTB : *Bone-Patella tendon-Bone*

CTWO : *Cranial Tibial Wedge Osteotomy*, ou technique d'ostéotomie crâniale en coin du tibia

HT : *Hamstring Tendon*

LARS : *Ligament Augmentation Reinforcement System*

LCCd : Ligament Croisé Caudal

LCCr : Ligament Croisé Crânial

LCL : Ligament Collatéral Latéral

LCM : Ligament Collatéral Moyen

LFS : *Lateral Fabellar Suture*

OTT : *Over the Top Technique*

OTTm : *Over the Top Technique* modifiée

PET : PolyÉthylène Téréphtalate

PRP : *Platelet-Rich Plasma*, ou plasma riche en plaquettes

PTC : Poussée Tibiale Crâniale

PTFE : PolyTétraFluoroÉthylène

QT : *Quadriceps Tendon*

RLCA : Rupture du Ligament Croisé Antérieur

RLCCd : Rupture du Ligament Croisé Caudal

RLCCr : Rupture du Ligament Croisé Crânial

TPLO : *Tibial Plateau Leveling Osteotomy*, ou technique d'ostéotomie de nivellement du plateau tibial

TR : *TightRope®*

TTA : *Tibial Tuberosity Advancement*, ou technique d'avancement de la tubérosité tibiale

TTF : Transposition de la Tête Fibulaire

TTO : *Triple Tibial Osteotomy*, ou triple ostéotomie tibiale

UHMWPE : *Ultra High Molecular Weight Polyethylene*, polyéthylène de très haut poids moléculaire

UHMWPE : Ultra High Molecular Weight Polyethylene Terephthalate, polyéthylène téréphtalate de très haut poids moléculaire

Introduction

La rupture du ligament croisé crânial (RLCCr) est l'affection prédominante lors de boiteries des membres pelviens chez le chien avec une prévalence globale de 2,55 % (Witsberger *et al.*, 2008). Cette rupture induit une instabilité du grasset se traduisant principalement par une subluxation tibiale crâniale lors de la phase de soutien (Arnoczky et Marshall, 1977 ; Arnoczky, 1988), concourant à un phénomène inflammatoire chronique ainsi qu'au développement rapide d'arthrose (Bleedorn *et al.*, 2011 ; Döring *et al.*, 2018).

Bien que pouvant rarement être secondaire à un traumatisme, son origine la plus fréquente est un processus dégénératif d'étiologie encore inconnue, entraînant progressivement la perte des propriétés mécaniques du ligament croisé crânial (LCCr) et induisant sa rupture sans traumatisme direct associé dans la majorité des cas (Comerford *et al.*, 2011 ; Doom *et al.*, 2008).

De nombreuses études corroborent une prévalence plus importante ainsi qu'une clinique plus marquée chez les chiens de grand gabarit, avec une limite fixée entre 15 et 22 kg en fonction des études (Duval *et al.*, 1999 ; Vasseur, 1984 ; Whitehair *et al.*, 1993 ; Witsberger *et al.*, 2008). Ainsi chez les chiens de petit gabarit une prise en charge médicale, malgré l'absence de rétablissement fonctionnel, permet une amélioration clinique dans les 6 mois allant jusqu'à 85 % des cas contre 19 % des cas seulement chez les chiens de grand gabarit (Vasseur, 1984). Cependant, seule la prise en charge chirurgicale permet une récupération fonctionnelle et ce indépendamment du gabarit de l'animal.

Afin de stabiliser le grasset dans un contexte de RLCCr, de très nombreuses techniques chirurgicales ont vu le jour depuis les années 1950. S'agissant d'une affection dont la composante biomécanique est essentielle, nous scinderons ces techniques en deux grandes catégories avec d'une part les stabilisations dynamiques et d'autre part les stabilisation passives.

Lors de stabilisation dynamique, l'objectif est de modifier les relations entre les différents composants du grasset pour en modifier le comportement biomécanique et rétablir la stabilité articulaire. Cette catégorie comporte les techniques actuellement considérée comme les références pour la prise en charge de la RLCCr chez le chien. L'ostéotomie de nivellement du plateau tibial (TPLO, *Tibial Plateau Leveling Osteotomy*), théorisée par Slocum et Devine en 1993 (Slocum et Slocum, 1993), et l'avancement de la tubérosité tibiale (TTA, *Tibial Tuberosity Advancement*), mise au point 2002 par Montavon et al. (Montavon *et al.*, 2002), sont deux procédures faisant intervenir une ostéotomie tibiale afin de modifier la conformation tibiale proximale et de contrer la subluxation tibiale crâniale. Ces deux techniques fournissent de très bons résultats fonctionnels mais ne permettent cependant pas une stabilisation complète de l'articulation et une instabilité rotatoire persiste fréquemment. Ainsi, malgré la mise en place d'une de ces deux techniques, l'instabilité persistante concoure à la progression des processus arthrosiques ainsi qu'à de fréquentes lésions méniscales (Kim *et al.*, 2008).

Les techniques de stabilisation passive ont pour objectif de stabiliser le grasset par l'action d'une prothèse pouvant être placée en dehors ou au sein de l'articulation. Parmi ces techniques, l'implantation de prothèses ligamentaires, biologiques ou synthétiques, en localisation intra-articulaire, en lieu et place du LCCr natif, a connu une évolution biphasique en médecine vétérinaire.

Les premières techniques développées dans les années 1950 à 1970 (Arnoczky *et al.*, 1979 ; Dickinson et Nunamaker, 1977 ; Paatsama, 1952) n'ont mis en évidence que des résultats fonctionnels insatisfaisants s'accompagnant d'un taux de complication significatif. Aux prémices de ces techniques de stabilisation passives, les chirurgiens se heurtaient à la fragilité des prothèses à leur disposition, engendrant d'important taux de rupture en post-opératoire, et conduisant progressivement à leur abandon. Ces techniques présenteraient pourtant de nombreux avantages sur les ostéotomies précédemment citées : la possibilité d'abord mini-invasifs, minimisant les traumatismes chirurgicaux et facilitant la récupération post-opératoire (Cook *et al.*, 2017 ; Hoelzler *et al.*, 2004), un respect de la physiologie et de la biomécanique articulaire ainsi qu'une reconstitution des fonctions mécaniques au plus proche de celles d'une articulation saine.

Ces 10 dernières années, ces techniques connaissent un regain d'intérêt, qui fait suite à l'élaboration de prothèses aux designs et aux polymères innovants présentant des propriétés mécaniques nettement supérieures ainsi qu'à l'apparition en médecine humaine du concept d'intégration biologique de la prothèse. Selon ce concept, l'objectif est de mettre en place une prothèse propice à une colonisation fibroblastique permettant une intégration tissulaire, réduisant ainsi les phénomènes inflammatoires (Biskup et Conzemius, 2020 ; Cook *et al.*, 2017 ; Zhi *et al.*, 2019). Un objectif plus ambitieux de régénération tissulaire guidée est également envisagé, avec la formation d'un néo-ligament permettant théoriquement d'améliorer la résistance mécanique de la prothèse mais nécessitant la persistance de reliquats de LCCr natif.

Cette thèse s'inscrit dans ce contexte d'intérêt croissant et a pour objectif de préciser par une étude bibliographique les intérêts et inconvénients inhérents à ces techniques de stabilisation intra-articulaire.

Nous commencerons par étudier l'anatomie descriptive et fonctionnelle du grasset, puis nous nous intéresserons à la pathophysiologie de la RLCCr ainsi que sa prise en charge chirurgicale actuelle. Puis nous ferons un point sur les techniques de stabilisation intra-articulaire ayant été décrites en médecine vétérinaire avant de conclure sur les intérêts et inconvénients de ces mêmes techniques.

Première partie : rappels anatomiques

1. Anatomie descriptive

L'articulation du grasset est une articulation condylienne complexe, de type synovial, constituée de deux parties. D'une part, l'articulation fémoro-tibiale, qui oppose les condyles fémoraux et tibiaux, et d'autre part, l'articulation fémoro-patellaire, constituée par la trochlée fémorale et la patella.

A. Surfaces articulaires

a. Articulation fémoro-tibiale

L'extrémité distale du fémur est formée de deux condyles, un latéral et un médial, cylindroïdes et orientés caudalement. Ces deux condyles sont séparés par une fosse intercondylienne dans laquelle viennent s'ancrer différents ligaments.

L'extrémité proximale du tibia est également constituée de condyles, un latéral et un médial, cependant nettement moins proéminents que les condyles fémoraux, à tel point que la surface articulaire tibiale est qualifiée de plateau tibial. Les condyles tibiaux sont convexes dans le sens crânio-caudal mais discrètement concaves dans le sens médio-latéral. Ils sont séparés en leur centre par les aires intercondyliennes qui, à l'instar de la fosse intercondylienne fémorale, est un site d'insertion ligamentaire.

b. Articulation fémoro-patellaire

Au niveau fémoral, la surface articulaire est une trochlée, une gorge verticale, nettement concave, délimitée par deux lèvres, une médiale et une latérale.

La patella est globalement d'une forme ovoïde, et coulisse au sein de la trochlée fémorale lors des mobilisations de l'articulation du grasset. La surface articulaire de la patella qui répond à la trochlée fémorale est donc ovalaire et émincée (dans le sens de la base à l'apex).

B. Formations complémentaires

L'articulation fémoro-tibiale étant constituée de part et d'autre par des surfaces condyliennes, cette articulation présente un défaut de congruence évident. Ainsi, des structures fibrocartilagineuses particulières, les ménisques, permettent de rétablir la congruence articulaire. On retrouve un ménisque latéral et un ménisque médial venant s'interposer entre les condyles fémoraux et tibiaux (Figure 1). Ces ménisques ont une forme semi-lunaire, avec une face axiale fine et s'évasant progressivement vers une face abaxiale épaisse et convexe, afin d'épouser au mieux la forme des condyles et de répartir les forces lors de l'appui. Outre le rétablissement de la congruence articulaire, les ménisques ont un rôle dans la stabilisation du grasset par l'amortissement des chocs et le transfert des forces d'appui, la prévention du pincement de la membrane synoviale entre les surfaces articulaires, la proprioception et la lubrification articulaire (Laube et Kerstetter, 2021).

Ces ménisques sont maintenus en place par des ligaments situés à leurs extrémités et les rattachant au plateau tibial, de manière plus anecdotique, le ligament ménisco-fémoral relie la partie caudale du ménisque latéral au condyle fémoral médial.

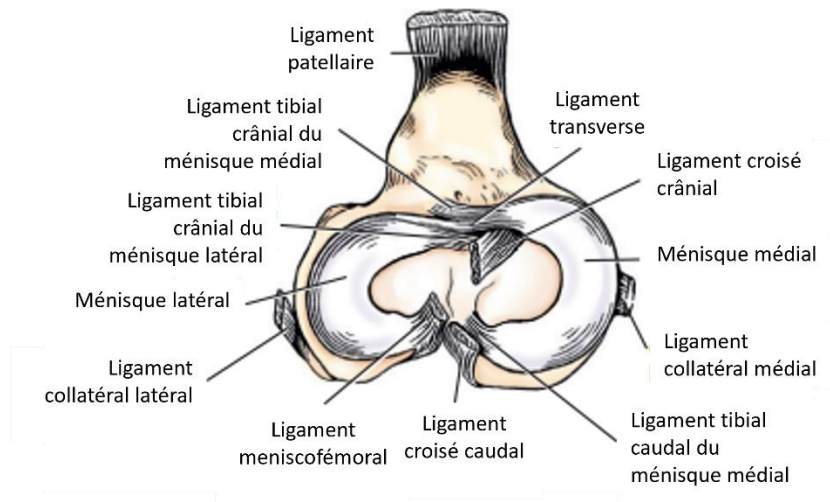


Figure 1 : Schéma en vue dorsale de la partie proximale du tibia mettant en évidence les ménisques et ligaments du grasset (Evans et Miller, 2013)

L'articulation fémoro-patellaire quant à elle est une articulation trochléaire, présentant une congruence relativement médiocre. Afin de renforcer le maintien de la patella au sein de la trochlée fémorale, on note la présence d'un appareil fibro-cartilagineux, constitué de deux fibro-cartilages parapatellaires, un médial étendu et un latéral plus discret (Figure 2).

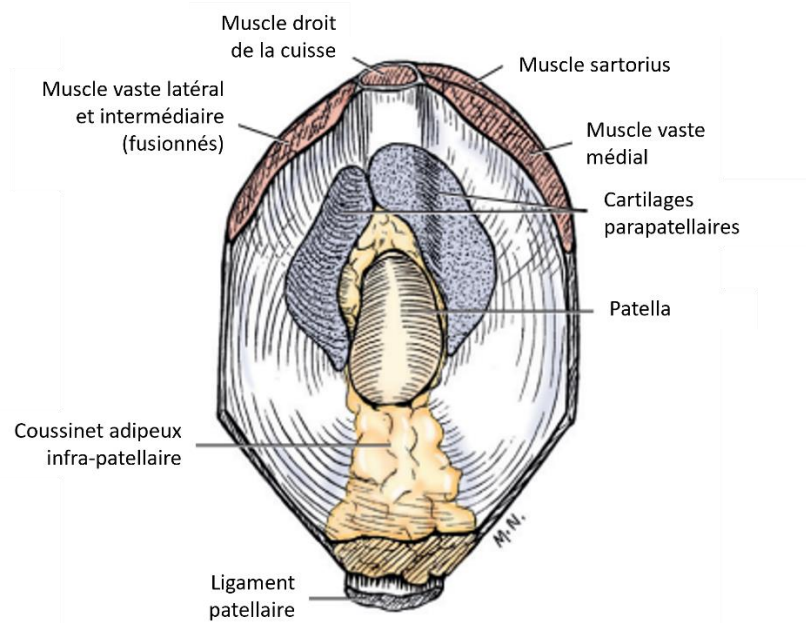


Figure 2 : Schéma en vue crâniale de la patella mettant en évidence les cartilages parapatellaires (Evans et Miller, 2013)

C. Moyens d'union

a. Ligaments fémoro-patellaires

On reconnaît deux ligaments fémoro-patellaires, un latéral et un médial, localisés au sein même de la capsule articulaire et reliant l'appareil fibro-cartilagineux parapatellaire aux épicondyles fémoraux ainsi qu'aux os sésamoïdes supracondyliques correspondants. Ces ligaments permettent de renforcer l'action de l'appareil fibro-cartilagineux dans son maintien de la rotule au sein de la trochlée fémorale.

b. Ligament tibio-patellaire

Un unique ligament relie ces deux segments osseux : le ligament patellaire. Il court entre l'apex de la patella et la tubérosité tibiale et est séparé caudalement de la synoviale articulaire par un volumineux corps adipeux infra-patellaire.

c. Ligaments fémoro-tibiaux

La membrane caudale est une membrane fibreuse venant se superposer et doubler la capsule articulaire caudalement à l'articulation fémoro-tibiale. Ses insertions proximales viennent adhérer à celle du muscle gastrocnémien et forme ainsi la capsule articulaire des os sésamoïdes supracondyliques.

Les deux ligaments collatéraux viennent stabiliser le grasset en limitant les mouvements d'adduction et d'abduction de par leurs positions latéralement et médialement à l'articulation. Ces ligaments sont tous deux larges et forts, constitués par des faisceaux denses de collagène séparés par du tissu conjonctif lâche. Le ligament collatéral latéral (LCL) est tendu entre la partie distale de l'épicondyle fémoral latéral et la face latérale de l'extrémité proximale de la fibula. Certaines fibres viennent également s'insérer, pour sa partie distale, sur la partie proximale et latérale du tibia. Il n'est pas adhérent au ménisque latéral, puisqu'il en est séparé par le tendon proximal du muscle poplité. D'un point de vue mécanique, ce ligament est tendu en extension, par le déplacement crânial de son insertion fémorale par rapport à la fibula, et totalement relâché en flexion. Il permet par ailleurs de limiter les mouvements en adduction du grasset.

De façon similaire, le ligament collatéral médial (LCM) s'insère sur l'épicondyle fémoral médial et sur la partie distale du condyle tibial médial. En revanche, il est quant à lui adhérent au ménisque médial. D'un point de vue mécanique, il est soumis à de plus importantes contraintes et est tendu en flexion et en extension. Il limite les mouvements en abduction du grasset et agit comme un des principaux stabilisateurs de cette articulation.

Les ligaments croisés sont au nombre de deux, de type funiculaire, adjacents et inversement obliques. Leurs sites d'insertions sont larges et constitués d'une transition progressive de fibrocartilage et de cartilage minéralisé, afin de réduire les contraintes et les risques d'avulsion ligamentaire. On note également la présence de mécanorécepteurs et de nombreuses fibres nerveuses afférentes au sein de ces ligaments, permettant de préserver l'intégrité ligamentaire en coordonnant les actions des différents groupes musculaires contribuant à la stabilité du grasset. Les deux ligaments croisés ont la particularité d'être entourés par une extension de la capsule articulaire, rendant leur localisation intra-articulaire mais extrasynoviale.

Le ligament croisé crânial (LCCr) a pour insertion tibiale l'aire intercondyloire crâniale et pour insertion fémorale une dépression creusée à la base du revers axial du condyle fémoral latéral. Il

est ainsi orienté, proximo-distalement, de manière oblique en direction crâniale et médiale. Il peut être subdivisé en deux portions, la première crânio-médiale, tendue pendant toutes les phases de mouvement, et la seconde caudo-latérale plus large et tendue en extension mais relâchée en flexion. D'un point de vue ultrastructural, le LCCr est composé d'une multitude de faisceaux collagéniques de type I entremêlés selon diverses orientations afin de répondre aux contraintes s'exerçant sur le LCCr (Doom *et al.*, 2008 ; Niebauer et Restucci, 2023). Son action mécanique est triple, il permet de limiter le glissement crânial du tibia, de contrôler la rotation interne du tibia par rapport au fémur et enfin d'empêcher l'hyperextension de l'articulation (Arnoczky et Marshall, 1977). L'essentiel de la vascularisation du LCCr provient du repli capsulaire le recouvrant, certaines études décrivent la présence de vaisseaux intra-ligamentaires ayant pour origine les insertions fémorales et tibiales mais ces derniers ne semblent pas contribuer significativement à sa vascularisation (Kobayashi *et al.*, 2006). En conséquence, la zone centrale du LCCr est très faiblement vascularisée (Kobayashi *et al.*, 2006 ; Marshall *et al.*, 1979).

Le ligament croisé caudal (LCCd) a pour insertion tibiale l'incisure poplitée du tibia, en arrière de l'aire intercondylocaudale, et pour insertion fémorale le fond de la fosse intercondylocaudale. Il peut également être divisé en deux parties fonctionnelles : une large partie crâniale, tendue en flexion et relâchée en extension, et une partie caudale, tendue en extension et relâchée en flexion. Son positionnement lui permet d'exercer des actions mécaniques quasiment antagonistes au ligament croisé crânial. Il permet ainsi de limiter le glissement caudal du tibia et la rotation interne du tibia par rapport au fémur, ainsi que de limiter l'hyperextension et l'hyperflexion de l'articulation (Arnoczky et Marshall, 1977).

L'anatomie et l'organisation globale de l'appareil ligamentaire fémoro-tibial est mis en évidence sur les schémas suivants (Figure 3, Figure 4).

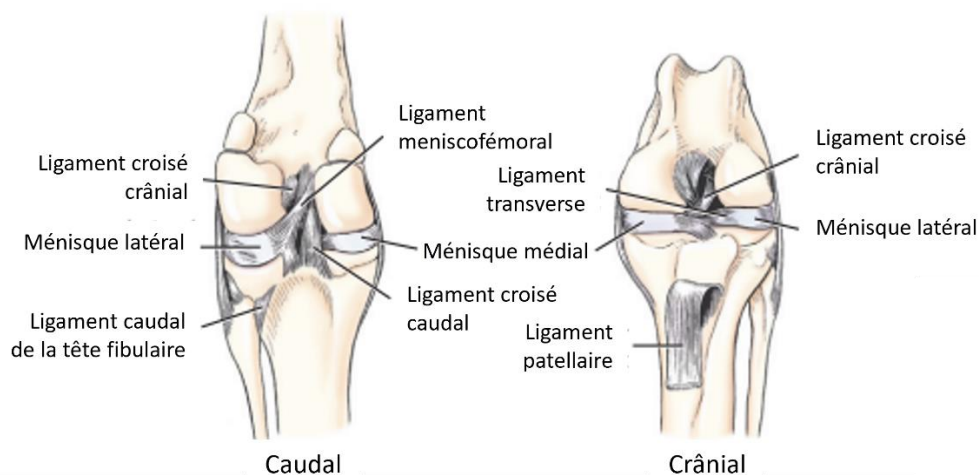


Figure 3 : Schéma en vues caudale et crâniale de l'articulation du grasset, mettant en évidence l'appareil ligamentaire stabilisant l'articulation (Evans et Miller, 2013)

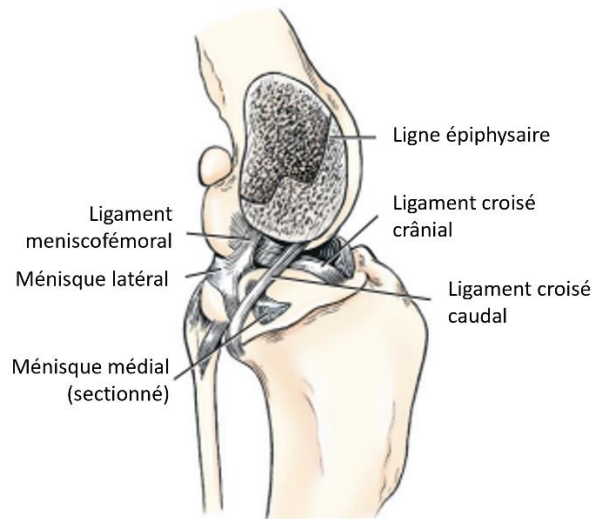


Figure 4 : Schéma en vue médiale de l'articulation du grasset après retrait du condyle fémoral médial, mettant en évidence les ligaments croisés (Evans et Miller, 2013)

D. Moyens complémentaires d'union

En plus des éléments ligamentaires précédemment cités, de nombreux tendons et insertions musculaires viennent s'insérer à proximité du grasset et contribue à sa stabilité.

On retrouve, crânialement au grasset, le large tendon du quadriceps fémoral, couvrant les faces médiale, crâniale et latérale de l'extrémité distale du fémur et s'insérant sur la face proximale de la rotule. La contraction du quadriceps fémoral permet ainsi de mettre sous tension le ligament patellaire et d'exercer une traction sur le tibia, induisant une extension du grasset.

Le *fascia lata*, ou fascia patellaire en regard de la rotule, est une large membrane fibreuse venant s'insérer distalement sur les ligaments collatéraux du grasset ainsi que sur la rotule et proximatement et latéralement sur les muscles quadriceps fémoral, tenseur du *fascia lata*, biceps fémoral et sartorius. Il est en continuité médialement avec le fascia crural et permet, de par ses insertions distales, une stabilisation de la rotule au sein de la trochlée fémorale.

On retrouve médialement au grasset les muscles adducteurs de la jambe, à savoir les muscles sartorius, gracile et semi-tendineux. Les parties distales de ces muscles forment une aponévrose commune et viennent s'insérer à la face médiale du bord crânial du tibia.

A l'opposé, sur la face latérale de l'articulation, se trouve les terminaisons distales du muscle biceps fémoral. Ce dernier s'insère proximatement sur la tubérosité ischiatique ainsi que sur le ligament sacro-tubéral et se termine distalement par une large aponévrose venant s'ancrer sur la face latérale du tibia et participant à la constitution du ligament calcanéen commun. De par sa localisation, il permet de supporter l'action stabilisatrice du LCL.

Caudalement au grasset on retrouve le muscle fléchisseur superficiel des doigts ainsi que le muscle gastrocnémien, ce dernier étant constitué de deux chefs s'insérant proximatement sur les tubérosités supra-condyliques médiale et latérale, et s'associant chacun à un os sésamoïde supra-condylique.

Finalement, on peut citer le muscle poplité s'insérant proximale dans la fossette du muscle poplité juste au-dessus de l'insertion de la capsule articulaire au niveau du condyle fémoral latéral, et distalement au niveau du bord caudal et médial de l'extrémité proximale du tibia. Il a pour particularité de cheminer entre le LCL et le ménisque latéral, dont il contribue à assurer la contention.

E. Synoviales

Lors de l'embryogenèse, on compte trois synoviales au niveau de l'articulation du grasset : une fémoro-patellaire et deux fémoro-tibiales, ainsi qu'une latérale et une médiale, pour chaque affrontement des condyles fémoraux et tibiaux. Ces synoviales finissent par fusionner et confluer largement, formant par ailleurs plusieurs récessus (Figure 5).

La partie la plus volumineuse de cette synoviale se trouve en regard de l'articulation fémoro-patellaire ou elle déborde des limites de la rotule et forme notamment un large récessus proximal.

Les parties fémoro-tibiales de la synoviale sont plutôt asymétriques, avec une synoviale médiale simple et peu développée et, à l'inverse, une large synoviale latérale formant un récessus subpopliteus, accompagnant le tendon du muscle poplité sous le LCL, et un récessus sub-extensorius, suivant quant à lui la partie proximale du tendon du muscle long extenseur des doigts.

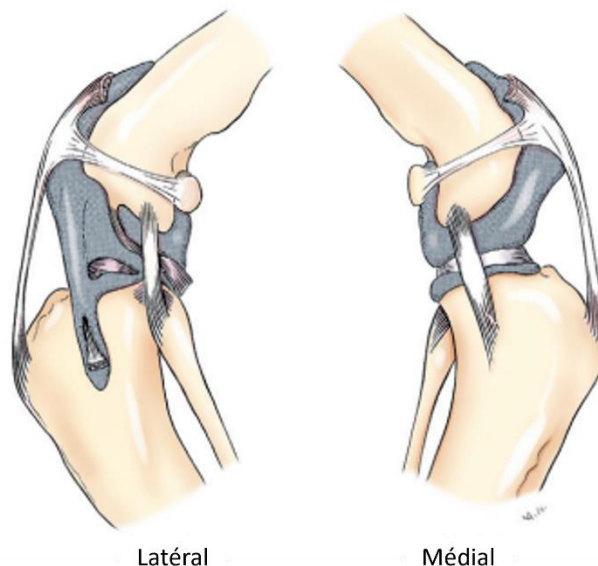


Figure 5 : Schéma en vue latérale et médiale du grasset, mettant en évidence la capsule articulaire (Evans et Miller, 2013)

2. Anatomie fonctionnelle

Le grasset est une articulation complexe permettant une amplitude de mouvement importante, avec une angulation fémoro-tibiale variant de 30°, en flexion maximale, à 165°, en extension complète, autorisant ainsi une amplitude totale de 135° (Agostinho *et al.*, 2011).

A. Moyens de contention actifs et de mobilisation du grasset

En mouvement, la stabilisation du grasset est assurée à la fois par une composante passive, liée à l'action des différents ligaments, ménisques et à la capsule articulaire, mais également par une composante active, secondaire au jeu de contractions et de relâchements des groupes musculaires agonistes et antagonistes (Evans et Miller, 2013 ; Kanno *et al.*, 2012).

L'extension du grasset est permise par les muscles de la loge crâniale de la cuisse, leur principal représentant étant le muscle quadriceps fémoral. Sa contraction permet, via la patella et le ligament patellaire, d'exercer une force de traction crâniale sur le tibia, permettant l'extension du grasset. Le muscle tenseur du *fascia lata* ainsi que les portions crâiales des muscles semi-tendineux, biceps fémoral et sartorius participent également à cette fonction.

La flexion du grasset est à l'inverse induite par la contraction des muscles de la loge caudale de la cuisse, à savoir les muscles semi-tendineux, gastrocnémien, fléchisseur superficiel des doigts, gracile ainsi que les faisceaux caudaux des muscles semi-membraneux, biceps fémoral et sartorius.

En plus de ces deux actions principales, ces différents muscles vont être responsables de la stabilisation articulaire et de mouvements plus subtils dans les autres axes de mobilité permis par l'articulation du grasset.

Les muscles s'insérant sur la face médiale du membre, tels que les muscles gracile, sartorius, semi-tendineux et semi-membraneux, vont permettre par leur contraction l'adduction et la stabilité en valgum du grasset. A l'inverse, le muscle biceps fémoral ainsi que le vaste latéral du muscle quadriceps fémoral, étant situés sur la face latérale de la cuisse, vont assurer l'abduction ainsi que la stabilisation en varum.

Concernant les mouvements de rotations, les muscles semi-tendineux, semi-membraneux et poplité permettent la rotation interne du grasset, à laquelle s'oppose par ailleurs le ligament croisé antérieur lors de la flexion du grasset. Le muscle biceps fémoral et le vaste latéral du muscle quadriceps fémoral sont quant à eux rotateurs externes.

B. Stabilisation du grasset en phase d'appui

En mouvement, chez l'espèce canine, comme chez l'Homme, on peut scinder la foulée en deux phases indépendamment de l'allure : la phase d'appui, caractérisée par un contact entre le membre et le sol, et la phase oscillante, lors de laquelle le membre est suspendu par l'action des différents groupes musculaires.

Lors de la phase d'appui, la biodynamique du grasset est profondément différente entre l'espèce humaine et canine. En cause, la présence, chez l'espèce canine, d'une angulation plus marquée du plateau tibial (Figure 6) ainsi qu'une flexion partielle de l'articulation en position de repos (Arnoczky et Marshall, 1977).

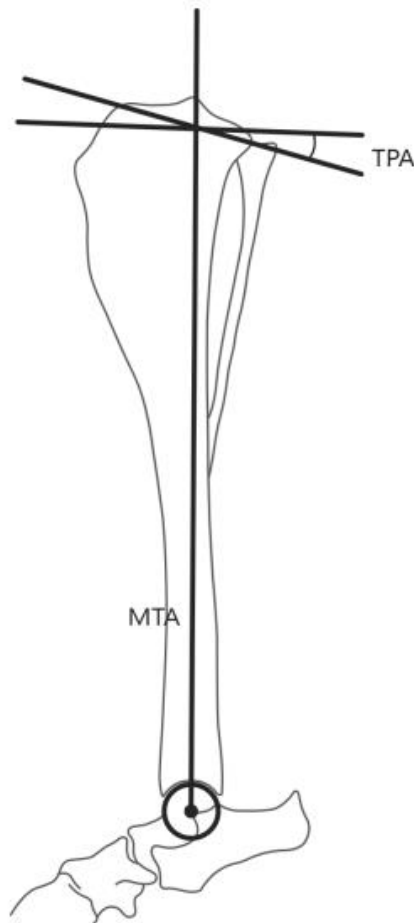


Figure 6 : Représentation schématique de la méthode de détermination de l'angle du plateau tibial (TPA : Tibial Plateau Angle), angle formé entre la perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia (MTA : Mechanical Tibial Axis) et la pente tibiale (Todorović *et al.*, 2022)

En position statique, chez l'Homme, l'angle fémoro-tibial est d'environ 180° et l'angle du plateau tibial (APT) est en moyenne de $6,9^\circ$ (Weinberg *et al.*, 2017). De fait, le fémur et le tibia étant dans un même axe mécanique et le plateau tibial ne présentant qu'une faible inclinaison, les forces d'appui s'exerçant entre les surfaces articulaires sont dans un seul et même axe vertical, il n'existe donc que peu de mouvements de translation et les ligaments croisés ne sont soumis qu'à de faibles contraintes.

A l'inverse, chez le chien, l'angle fémoro-tibial est de 135° et l'APT moyen est de $24,3^\circ$ (Todorović *et al.*, 2022). Du fait de l'existence de cet angle du plateau tibial plus marqué, les forces d'appui s'exerçant entre les surfaces articulaires résultent en un nouveau vecteur de force orienté crânialement et tendant à la subluxation crâniale du tibia (Figure 7). Cette force, d'autant plus puissante que l'angle du plateau tibial est important, est théorisée sous le nom de poussée tibiale crâniale (PTC) par Slocum et Devine en 1983 (Slocum et Devine, 1983 ; Tinga *et al.*, 2018).

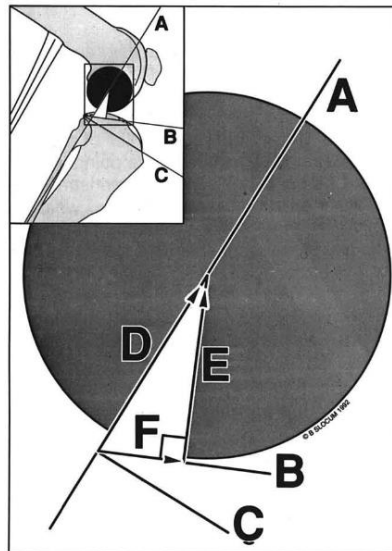


Figure 7 : Schématisation des différentes forces à l'œuvre dans le grasset du chien en position statique. La force d'appui (D) s'exerçant au niveau du grasset se transmet par le tibia selon son axe mécanique (A). Puisque le plateau tibial (B) n'est pas à angle droit avec l'axe mécanique du tibia, la force d'appui peut être scindée en une force de compression entre les surfaces articulaires (E) et une force de translation crâniale (F). Cette force de translation crâniale, ou PTC, agit dans l'axe C et est proportionnelle aux forces d'appui ainsi qu'à la pente tibiale.

D'un point de vue dynamique, lors de la foulée, le grasset subit dans un premier temps une extension avant de quitter le contact sol et d'arriver à la phase oscillante. Lors de cette phase d'appui, la contraction des muscles extenseurs induit une discrète translation crâniale des condyles fémoraux et des ménisques par rapport au plateau tibial, ainsi qu'une rotation interne du tibia (Agostinho *et al.*, 2011 ; Tinga *et al.*, 2018 ; Figure 8).

Lors d'une RLCCr, on observera à l'appui une sub-luxation tibiale crâniale et une rotation interne du tibia (Slocum et Devine, 1983 ; Tinga *et al.*, 2018 ; Figure 8).

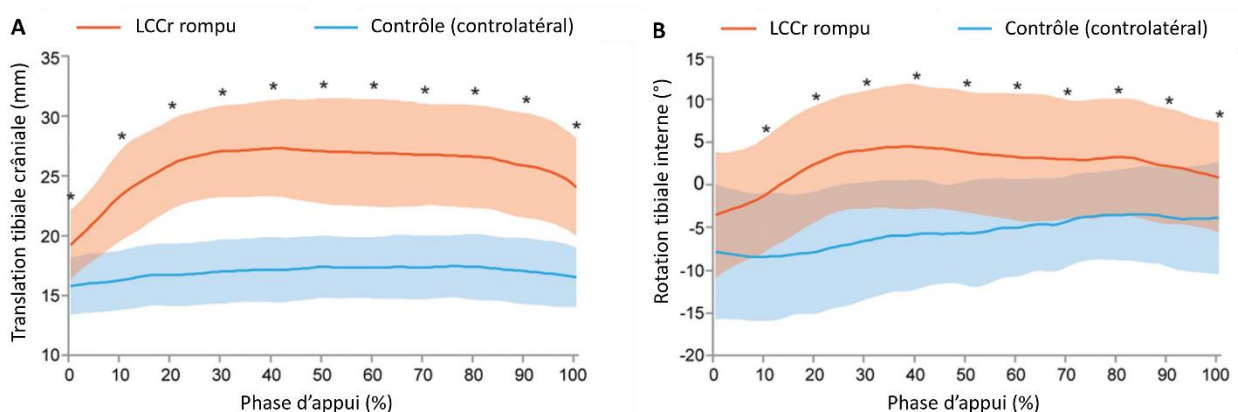


Figure 8 : Graphique représentant la translation tibiale crâniale (A) et la rotation tibiale interne (B) en fonction de la progression au cours de la phase d'appui. Une différence significative est symbolisée par * (Tinga *et al.*, 2018).

C. Stabilisation du grasset en phase oscillante

En phase oscillante, le membre n'étant plus soumis aux forces d'appui, les principales forces s'exerçant sur l'articulation sont les tractions secondaires aux contractions des différents groupes musculaires.

Afin de permettre l'élévation du membre à la fin de la phase d'appui, une contraction des muscles fléchisseurs et un relâchement des muscles extenseurs sont nécessaires. Cette fois-ci, les condyles fémoraux et les ménisques se déplacent discrètement caudalement par rapport au plateau tibial, la patella se déplace distalement au sein de la trochlée fémorale et on note un léger mouvement de rotation externe du tibia (Agostinho *et al.*, 2011 ; Tinga *et al.*, 2018 ; Figure 9).

Lors de RLCCr, on observera lors de cette phase une sub-luxation tibiale crâniale mais peu de rotation tibiale interne significative (Tinga *et al.*, 2018 ; Figure 9).

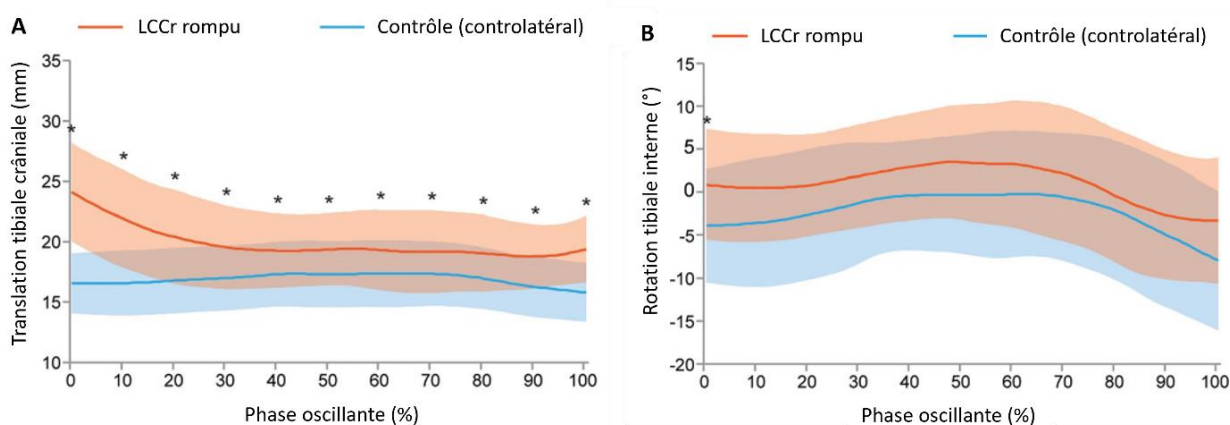


Figure 9 : Graphique représentant la translation tibiale crâniale (A) et la rotation tibiale interne (B) en fonction de la progression au cours de la phase oscillante. Une différence significative est symbolisée par * (Tinga *et al.*, 2018).

Deuxième partie : la rupture du LCCR

1. Epidémiologie

A. Prévalence et pathophysiologie

La RLCCr est une des affections les plus fréquentes en orthopédie vétérinaire avec une prévalence globale de 2,55 % et une tendance à l'augmentation (Witsberger *et al.*, 2008). Cependant, malgré cette importance, le mécanisme pathogénique de la RLCCr reste encore discuté à ce jour. Une origine multifactorielle comprenant des facteurs locaux et systémiques, incluant notamment des mécanismes inflammatoires, est actuellement l'hypothèse favorisée.

La littérature actuelle admet une évolution biphasique, avec une première phase asymptomatique durant laquelle la matrice collagénique du ligament se dégrade et perd progressivement ses propriétés mécaniques (Little *et al.*, 2014 ; Scavelli *et al.*, 1990). Des mécanismes auto-immuns et inflammatoires ont été identifiés mais leurs origines restent à ce jour inconnues (Doom *et al.*, 2008 ; Döring *et al.*, 2018). Cette dégénérescence progressive mène finalement à la rupture spontanée du LCCR, partielle ou complète, en général au niveau de la partie médiane du ligament et en dehors de tout contexte traumatique (Bleedorn *et al.*, 2011 ; Hayashi *et al.*, 2003).

Suite à la RLCCr, l'instabilité et l'inflammation articulaire induisent l'apparition de manifestations cliniques et le passage en phase symptomatique. Lors de cette phase, l'instabilité articulaire contribue à accentuer les processus inflammatoires et dégénératifs, notamment arthrosiques, à l'œuvre au sein de l'articulation (Hayashi *et al.*, 2004). On se retrouve alors face à une pathologie auto-entretenu et aggravante, ne pouvant qu'être ralentie par la mise en place de mesures de stabilisation du grasset. En effet, puisque les mécanismes initiaux de dégénérescence et d'inflammation ne sont pas jugulés, la récupération fonctionnelle n'est que partielle (Conzemius *et al.*, 2005 ; Morgan *et al.*, 2010 ; Rayward *et al.*, 2004 ; Voss *et al.*, 2008) et dans 40 à 50 % des cas, le grasset controlatéral sera également atteint dans les un à deux ans suivant la première rupture (Grierson *et al.*, 2011).

Compte tenu de ces différents éléments, le modèle de rupture par simple usure progressive secondaire à la biomécanique du grasset du chien, théorisée par Paatsama en 1952, a été depuis largement complexifié. L'hypothèse favorisée actuellement est celle d'une pathologie articulaire, à composante locale et systémique, faisant intervenir notamment des phénomènes inflammatoires et auto-immuns d'origines encore indéterminés (Niebauer et Restucci, 2023).

B. Facteurs de risque

Plusieurs facteurs de risques ont été clairement identifiés, pour certains le lien de causalité est direct, biomécanique, pour d'autres il est plus complexe voire encore incompris dans sa pathophysiologie.

D'un point de vue biomécanique, la présence d'un APT particulièrement important, supérieur à 30° (Duerr *et al.*, 2007 ; Todorović *et al.*, 2022), et d'une tubérosité tibiale trop large (Inauen *et al.*, 2009) ont été identifiés comme des éléments de conformation du grasset favorisant la RLCCr.

Ces facteurs de risques conformationnels sont aggravés par un poids corporel important, secondaire à un surpoids ou physiologique chez les chiens de grandes races (Duval *et al.*, 1999). Ce poids important, qu'il soit physiologique ou pathologique, est par ailleurs un facteur de risque indépendant, en dehors de toute prédisposition conformationnelle (Duval *et al.*, 1999 ; Hans *et al.*, 2017 ; Rudd Garces *et al.*, 2021 ; Witsberger *et al.*, 2008). Bien qu'une limite de poids n'ait pas été clairement identifiée, les chiens pesant plus de 35 kg présentent, au moment du diagnostic, des signes radiographiques d'inflammation et d'arthrose plus sévère (Gilbert *et al.*, 2019).

Il existe également une forte prédisposition raciale à la RLCCr, généralement en lien avec un fort gabarit (Bellumori *et al.*, 2013 ; Boge *et al.*, 2019 ; Döring *et al.*, 2018 ; Duval *et al.*, 1999 ; Jiang *et al.*, 2021 ; Wilke *et al.*, 2006). Des prédispositions génétiques ont cependant été suspectées récemment (Baird *et al.*, 2014 ; Cook *et al.*, 2020). Les gènes mis en évidence sont impliqués dans la synthèse collagénique et dans la formation de la matrice extracellulaire (Allaith *et al.*, 2021 ; Temwichitr *et al.*, 2007), des mutations sur ces gènes pourraient donc avoir une importance dans la formation et dans la résistance mécanique des ligaments (Comerford *et al.*, 2006 ; Macias *et al.*, 2002). Selon certaines études ces gènes pourraient également être impliqués dans l'établissement de la morphologie fémorale distale et tibiale proximale, en particulier dans l'établissement de l'APT (Healey *et al.*, 2019). Ces hypothèses sont actuellement débattues et d'autres résultats semblent montrer, à l'inverse, l'absence de différence d'expression de ces différents gènes en fonction des races (Clements *et al.*, 2008).

La stérilisation précoce, avant l'âge de 12 mois, a été identifiée comme favorisant l'établissement d'un APT important, augmentant ainsi la prévalence de RLCCr de 5 % chez les mâles et 8 % chez les femelles (Duerr *et al.*, 2007 ; Torres De La Riva *et al.*, 2013). Cependant, la stérilisation étant également un facteur de risque de surpoids, ce dernier pourrait jouer le rôle de biais de confusion dans cette association. Le sexe de l'animal semble également jouer un rôle puisqu'il a été montré que les femelles ont une prévalence de la RLCCr jusqu'à deux fois supérieure aux mâles (Adams *et al.*, 2011).

Comme pour toute maladie dégénérative, l'âge est un facteur de risque de RLCCr, avec une prévalence moyenne, toutes races confondues, aux environs de 5,5 ans. Il est cependant intéressant de noter la présence de deux pics de prévalence (Figure 10), le premier aux environs de quatre ans, impactant les races prédisposées principalement, et le second aux environs de huit ans pour les autres races (Buote *et al.*, 2009 ; Duval *et al.*, 1999 ; Niebauer et Restucci, 2023 ; Rudd Garces *et al.*, 2021).

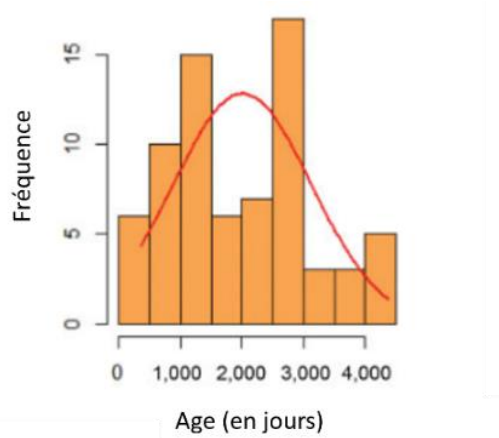


Figure 10 : Graphique représentant la fréquence de RLCCr en fonction de l'âge, dans une population de 13 072 chiens admis entre 2011 et 2017 dans la Faculté des Sciences Vétérinaires à l'Université Nationale de la Plata (Rudd Garces *et al.*, 2021)

Finalement, il est également intéressant de noter qu'une étude britannique récente s'intéressant à une population de chiens pratiquant l'Agility, met en évidence que la pratique d'exercices de renforcements musculaires, ainsi que la participation fréquente à des compétitions de haut niveau semblent agir comme facteur protecteur de RLCCr (Sellon et Marcellin-Little, 2022). Il semblerait ainsi que la pratique d'une activité physique régulière, raisonnée mais relativement intense alliée à une bonne constitution athlétique soient des facteurs protecteurs pour la RLCCr.

2. Les lésions articulaires associées à la RLCCr

A. Lésions méniscales

Lors de RLCCr, la perte de la fonction mécanique du LCCr et l'instabilité articulaire en découlant induit une modification de la biomécanique du grasset avec notamment des transferts de forces à d'autres structures articulaires. Parmi ces structures, les ménisques sont particulièrement à risque avec une prévalence des lésions méniscales lors de RLCCr évaluée dans les dernières études de 48 à 50 % (Fung *et al.*, 2023 ; Laube et Kerstetter, 2021). Dans l'immense majorité des cas, les lésions méniscales siègent sur la corne postérieure du ménisque médial. Un défaut de mobilité de ce ménisque par rapport au latéral a été suspecté pour expliquer cette concentration des lésions (Jackson *et al.*, 2001 ; Laube et Kerstetter, 2021 ; Van Der Vekens *et al.*, 2019). Une illustration classifiant les différentes lésions méniscales est disponible en Annexe 1.

D'un point de vue dynamique, lors d'un appui puissant, la subluxation crâniale du tibia peut induire un passage du condyle fémoral médial caudalement à la corne postérieure du ménisque médial, entraînant lors de son passage un étirement des fibres ainsi que de potentielles déchirures. Puis, lors de la phase oscillante, avec la contraction des muscles de la loge caudale de la cuisse, le tibia retrouve sa position initiale, le condyle fémoral médial revient alors se heurter à la corne postérieure du ménisque médial, au risque de rompre ses attaches caudales ou de le repousser crânialement. Cliniquement, il est intéressant de rechercher la présence d'un « clic méniscal ». Il s'agit d'un bruit de claquement élastique secondaire au repositionnement d'un ménisque médial qui était repoussé crânialement. En effet, sur un animal vigile, l'audition de ce clic méniscal a une sensibilité de 38 % et une spécificité de 94,5 % pour la détection de lésions méniscales, cette

spécificité est améliorée à 98,2 % lorsque l'examen est réalisé sur un animal anesthésié (Gleason *et al.*, 2020). Lorsqu'elles sont présentes, il est maintenant admis que les lésions méniscales doivent être prises en charge, par ménisectomie ou relâchement méniscal, conjointement à la gestion de la RLCCr.

B. Lésions ligamentaires

D'un point de vue plus anecdotique, le LCCd est également fréquemment atteint, avec jusqu'à 88 % des cas de RLCCr présentant des lésions d'effilochage superficielles du LCCd (Sumner *et al.*, 2010). Ces lésions ne sont cependant pas considérées lors de la prise en charge puisqu'elles n'affectent pas la stabilité du grasset.

Chez l'Homme, la rupture du ligament croisé antérieur (RLCA) étant plus volontiers traumatique lors de rotation interne brutale et de varum forcé, une triade médiale peut fréquemment être retrouvée, se traduisant par une atteinte du LCCr, du LCM ainsi que des lésions méniscales. Chez le chien cependant, de tels ensembles lésionnels ne sont pas décrits, d'un point de vue mécanique théorique cependant, il est raisonnable de supposer que la RLCCr provoque, en flexion, une déstabilisation en flexion interne induisant une surcharge fonctionnelle sur le LCM.

C. Inflammation

La présence d'une synovite avec une infiltration lymphoplasmocytaire semble être un facteur concourant à la RLCCr, et pouvant être présente avant toute atteinte macroscopique du LCCr (Bleedorn *et al.*, 2011 ; Döring *et al.*, 2018 ; Erne *et al.*, 2009 ; Galloway et Lester, 1995). Cependant, l'intégrité ligamentaire n'étant évaluée que par observation macroscopique, on ne peut exclure la présence de lésions plus discrètes au moment du diagnostic de la synovite et il est ainsi difficile de conclure sur un éventuel lien de causalité entre ces différents éléments. Une corrélation positive a toutefois été mise en évidence entre la sévérité de cette synovite et l'importance des lésions dégénératives articulaires, notamment arthrosiques (Döring *et al.*, 2018). Ces éléments semblent indiquer que la composante biologique, en particulier inflammatoire, joue un rôle prépondérant dans le développement et l'apparition des lésions secondaires à la RLCCr.

L'instabilité articulaire secondaire à la RLCCr, majeure encore les processus inflammatoires articulaires (Bleedorn *et al.*, 2011) entraînant l'aggravation des lésions dégénératives atteignant les autres structures de l'articulation du grasset.

D. Développement arthrosique

Lors de RLCCr, le grasset présente généralement une instabilité décelable cliniquement, engendrant des modifications sur les contraintes s'exerçant entre les surfaces articulaires. Les forces de compression augmentent alors particulièrement dans les parties caudale et latérale du plateau tibial (Kim *et al.*, 2009).

La dégénérescence cartilagineuse, caractéristique de l'arthrose, est initiée à la fois par des causes mécaniques, avec des contraintes excessives, et biochimiques, principalement secondaires à l'inflammation synoviale. La RLCCr rassemble donc plusieurs conditions favorables à un développement arthrosique rapide et sévère et est par ailleurs utilisée comme modèle d'étude pour les processus arthrosiques chez l'Homme (Brandt, 1991).

De nombreux facteurs peuvent être utilisés pour quantifier la sévérité des processus arthrosiques au sein d'une articulation, le plus accessible en clinique est l'évaluation de la présence et de l'ampleur d'une effusion articulaire ainsi que des ostéophytes par un examen radiographique.

3. Diagnostic

A. Clinique

En pratique, le diagnostic de la RLCCr est avant tout clinique, par l'identification du déficit fonctionnel engendré par la perte du LCCr.

A l'examen à distance, en position assise, l'animal prendra plus volontiers une posture asymétrique, avec le grasset du membre atteint maintenu en extension. En position debout, un report de poids franc sur le membre controlatéral, voire une suppression d'appui, peuvent être objectivés.

A l'examen dynamique, on retrouve généralement un franc report de poids sur le membre controlatéral associé à une boiterie avec appui. Cette boiterie est généralement d'apparition brutale, bien que pouvant évoluer sur un fond d'inconfort ou de boiterie discrète dans le contexte de dégénérescence progressive. En l'absence de prise en charge, cette boiterie tend à régresser en quelques semaines avec la mise en place d'une fibrose capsulaire ainsi que d'une amyotrophie, particulièrement marquée au niveau des muscles de la loge crâniale de la cuisse.

A l'examen rapproché, plusieurs anomalies doivent être recherchées. La présence d'une douleur à la manipulation du grasset associé à un gonflement articulaire, en particulier médial, facilement identifiable par la palpation de part et d'autre du ligament patellaire. La présence d'une laxité articulaire caractérisée par une subluxation tibiale crânial est un signe pathognomonique de RLCCr, aussi appelé signe du tiroir, qui peut être mis en évidence de façon directe ou indirecte (Carobbi et Ness, 2009 ; Jerram et Walker, 2003 ; Johnson et Johnson, 1993).

B. Apport de l'imagerie

a. Radiographie

Dans un contexte de suspicion de RLCCr, deux clichés orthogonaux, de face et de profil, du grasset fléchi à 90°, doivent systématiquement être réalisés. Les signes les plus fréquemment retrouvés sont alors une effusion articulaire ainsi qu'une modification du volume du coussinet adipeux infrapatellaire. L'effusion articulaire, secondaire à l'inflammation, est particulièrement visible sur des radiographies de profil du grasset, puisque le gonflement articulaire induira une compression et un déplacement crânial du coussinet adipeux infrapatellaire.

Des lésions radiographiques d'arthrose sont également fréquemment visualisables et apparaissent dès trois à quatre semaines après induction d'une RLCCr (Marino et Loughin, 2010 ; Figure 11). Lors de RLCCr, il a été mis en évidence que les ostéophytes sont plus volontiers retrouvés au pôle apical de la patella, proximo-latéralement au plateau tibial et au niveau des os sésamoïdes (Gilbert et al., 2019).



Figure 11 : Radiographies de face et de profil chez des chiens présentant des signes discrets (A et B), modérés (C et D) et sévères (E et F) d'arthrose, mettant en évidence l'effusion articulaire (1) et l'apparition d'ostéophytes (2) (Gilbert et al., 2019)

Il est également possible de réaliser un second cliché de profil en réalisant une flexion du jarret, de façon similaire au signe du tiroir indirect. L'objectif est de mettre en évidence une laxité articulaire se traduisant par une subluxation crâniale du tibia, particulièrement bien visible à la radiographie lorsqu'on compare les clichés de profil avec et sans flexion du jarret. Si cette subluxation est bien présente, on parle de signe du tiroir radiographique positif, permettant de diagnostiquer une RLCCr avec une sensibilité et une spécificité proche de 100 % (Carobbi et Ness, 2009).

b. Arthroscopie

La réalisation d'un examen articulaire par arthrotomie ou arthroscopie est maintenant réalisé en routine avant toute opération de stabilisation du grasset. En effet, outre la visualisation directe du LCCr, ces examens permettent d'évaluer la présence de lésions méniscales et la nécessité d'une prise en charge chirurgicale de ces lésions. En ce sens, l'arthroscopie est de plus en plus favorisée puisqu'elle présente l'avantage d'être moins invasive tout en présentant une supériorité en termes de sensibilité par rapport à l'examen par arthrotomie (Plesman *et al.*, 2013).

Une étude récente met en évidence l'intérêt chez le chien d'une procédure mini-invasive récente : la *needle arthroscopy*. Il s'agit d'une technique reposant sur l'utilisation d'un dispositif d'arthroscopie de très petite taille, présentant pour la détection des lésions méniscales chez le chien une sensibilité et une spécificité de respectivement 95 % et 100 % (Evers *et al.*, 2023).

c. Imagerie par résonance magnétique (IRM) et tomodensitométrie

L'examen IRM, ou à défaut l'arthroscanner, sont considérés comme les examens de référence chez l'homme pour la confirmation d'une RLCCr (Gali *et al.*, 2022 ; Guenoun *et al.*, 2012). Chez le chien, la spécificité et la sensibilité dans le diagnostic de la RLCCr est évaluée à respectivement 96 à 100 % et 75 à 100 % pour l'examen arthroscanner (Samii *et al.*, 2009).

Ces examens permettent également la détection des lésions méniscales avec une sensibilité et une spécificité de respectivement 13 à 73,3 % et 57,1 à 100 % pour l'examen scanner et 100 % et 94 % pour l'examen IRM (Blond *et al.*, 2008 ; Samii *et al.*, 2009).

Malgré ces résultats satisfaisants, en particulier pour l'examen IRM, ces derniers ne sont pas pratiqués en routine en médecine vétérinaire compte tenu de leurs coûts élevés et leur faible disponibilité.

d. Echographie

En pratique vétérinaire et dans un contexte de suspicion de RLCCr, l'intérêt diagnostique de l'examen échographique est très limité puisqu'il ne permet pas de visualiser la totalité du LCCr.

Certaines études rapportent cependant la possibilité de détecter des lésions d'effilochage superficielles lors de ruptures partielles ou de lésions ligamentaires, méniscales ou articulaires associées (Fitch *et al.*, 1997 ; Kramer *et al.*, 1999 ; Marino et Loughin, 2010 ; Seong *et al.*, 2005 ; Soler *et al.*, 2007). Pour la détection des lésions méniscales en particulier, l'examen échographique présente une sensibilité et une spécificité de respectivement 90 % et 92,9 % (Mahn *et al.*, 2005).

Troisième partie : prises en charge chirurgicales : synthèse bibliographique

1. Techniques actuellement utilisées en clinique

A. Techniques de stabilisation dynamique

a. La TPLO et les techniques dérivées

La technique d'ostéotomie crâniale en coin du tibia (Cranial Tibial Wedge Osteotomy, CTWO) a été mise au point par Slocum et Devine en 1984 (Slocum et Devine, 1984). Il s'agit par ailleurs de la première technique de stabilisation dynamique décrite en médecine vétérinaire.

- *Principe technique*

Le principe biomécanique de cette technique repose sur le postulat que lors de l'appui, les forces de soutien s'exerce selon un axe parallèle à l'axe mécanique du tibia. Lors de RLCCr ces forces peuvent se résumer en deux vecteurs, le premier parallèle au plateau tibial et dont découle la PTC, et le second perpendiculaire au plateau tibial et représentant les forces de compressions articulaires. Sur la base de ce postulat, dans un grasset atteint de RLCCr, une modification de la conformation tibiale de telle sorte à ramener l'APT proche des 0°, permettrait d'éliminer la PTC en réduisant les forces de soutien aux seules forces de compression articulaires.

La CTWO implique une double ostéotomie tibiale permettant de retirer un fragment de diaphyse tibiale plus épais crânialement que caudalement puis d'appliquer une bascule antérieure au fragment tibiale proximal. Cette technique sera peaufinée jusqu'à la description par Slocum en 1993 de la **technique d'ostéotomie de nivellement du plateau tibial** (Tibial Plateau Leveling Osteotomy, **TPLO**), reposant sur une unique ostéotomie tibiale semi-circulaire (Figure 12).

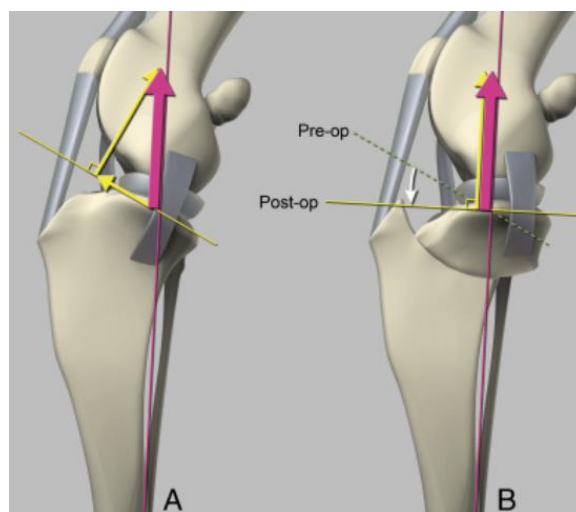


Figure 12 : Schéma illustrant les forces à l'œuvre au sein d'un genou atteint d'une RLCCr (A), ainsi que dans un genou pris en charge par TPLO (B). Les droites jaunes continues et

en pointillés illustrant respectivement l'axe du plateau tibial pré-opératoire et post-opératoire. La droite magenta illustrant l'axe mécanique du tibia, la flèche magenta les forces de soutien et les flèches jaunes les forces de compressions articulaires et la PTC (Kim *et al.*, 2008).

Une rotation le long du trait d'ostéotomie du fragment tibial proximal doit permettre d'atteindre un APT idéal de 6,5°, une correction excessive, entraînant un APT plus faible ayant été identifié comme facteur de risque de subluxation tibiale caudale, de lésions du LCCd et de fracture patellaire (Geier *et al.*, 2021 ; Reif *et al.*, 2002 ; Warzee *et al.*, 2001). Cette technique est aujourd'hui considérée comme la technique de référence pour la prise en charge de la RLCCr dans l'espèce canine (Moore *et al.*, 2020).

- *Résultats et complications*

De nombreuses études appuient les bons à excellents résultats fonctionnels de la TPLO (Bergh *et al.*, 2014 ; Corr et Brown, 2007 ; Hulse *et al.*, 2010 ; Lazar *et al.*, 2005 ; Moore *et al.*, 2020 ; Ober *et al.*, 2019 ; Tikekar *et al.*, 2022). La stabilisation dynamique de l'articulation permise par cette technique permet une reprise rapide de l'appui en post-opératoire et une récupération fonctionnelle, au pas et au trot, suffisante en six à douze mois pour ne pas présenter de différences significatives avec la population générale (Krotscheck *et al.*, 2016).

Les complications rapportées dans la littérature sont généralement catégorisées en mineures ou majeures, en fonction de la nécessité d'une reprise chirurgicale. Un taux global de 20,4 %, variant de 0 à 53,3 % en fonction des études, est rapporté dans la littérature récente (Wemmers *et al.*, 2022). Ce taux de complications est d'ailleurs largement corrélé au gabarit de l'animal, comme présenté sur le tableau ci-dessous (Tableau 1).

Tableau 1 : Taux (en pourcentage) des complications rapportées en post-opératoire de TPLO en fonction du gabarit des chiens opérés (Wemmers *et al.*, 2022)

Groupe S	Mineures	Majeures	Globale
Intervalle	0 - 22,7	0	0 - 22,7
Moyenne	9,4	0	9,4
Moyenne pondérée	10,4	0	10,4
Groupe M	Mineures	Majeures	Globale
Intervalle	0 - 53,3	0 - 15,4	0 - 53,3
Moyenne	18,2	3,5	20,0
Moyenne pondérée	18,2	5,1	22,3
Groupe L	Mineures	Majeures	Globale
Intervalle	34,2 - 38,9	5,5 - 14,8	18,4 - 49,0

Moyenne	36,6	10,2	35,7
Moyenne pondérée	36,1	11,1	25,4
Tous groupes confondus	Mineures	Majeures	Globale
Intervalle	0 - 53,3	0 - 15,4	0 - 53,3
Moyenne	17,9	3,3	20,4
Moyenne pondérée	18,1	4,8	21,9

Les groupes S, M et L correspondent respectivement aux chiens de petit (moins de 15 kg), moyen (15 à 40 kg) et grand (plus de 40 kg) gabarit. Les complications ont été regroupées en mineures et majeures en fonction de la nécessité d'une reprise chirurgicale, ainsi qu'en globales. Données issues d'un article de synthèse se basant sur un total de 2 547 TPLO.

D'après cette même méta-analyse de Wemmers et al., les complications mineures par ordre de fréquence sont les infections du site chirurgical, les fractures fibulaires, les séromes, les fractures ou fissures de la tubérosité tibiale, les déhiscences de plaies, les faillites totales ou partielles d'implants, les desmites du tendon patellaire, les gonflements tissulaires, les ostéomyélites et les arthrites septiques. Selon cette même étude, les complications majeures comprennent les lésions méniscales, les infections du site chirurgical, les fractures de la tubérosité tibiale ainsi que les faillites d'implants.

Les fractures de la tubérosité tibiale ou de la fibula sont directement liées à la réalisation d'une ostéotomie tibiale et à la fragilisation de la tubérosité ainsi qu'à la manipulation du fragment tibial proximal. Par ailleurs, une limite de la TPLO est que la conformation tibiale proximale ne permet pas toujours la mise en place d'un APT suffisamment faible pour annuler la PTC. Dans ces cas, une approche bimodale en alliant la TPLO à la CTWO peut être envisagée (De Armond et al., 2023), la réalisation d'une ostéotomie fibulaire semble également permettre une rotation plus ample du fragment tibial proximal (Zuckerman et al., 2018).

Bien que permettant des résultats fonctionnels satisfaisants, le principe de stabilisation dynamique de la TPLO comporte des limites biomécaniques. En effet, une étude menée par Kim et al. en 2009 (Kim et al., 2009) met en évidence que malgré une suppression de la subluxation tibiale crâniale, la TPLO ne permet pas de rétablir la biomécanique normale de l'articulation. En particulier, au sein d'un grasset stabilisé par TPLO, les forces de compressions articulaires s'exercent sur une zone plus réduite et plus caudale sur le plateau tibial que dans un grasset sain (Kim et al., 2009).

Par ailleurs, le LCCr intervient également dans la limitation de la rotation interne et de l'hyperextension du grasset. Or, les forces motrices de ces deux mouvements ne sont pas prise en compte par la TPLO et explique la persistance d'une instabilité en post-opératoire (Tinga et al., 2020).

La modification de la biomécanique articulaire induite par la TPLO ainsi que la persistance d'une instabilité articulaire sont des facteurs expliquant un développement arthrosique ainsi que l'apparition de lésions méniscales en post-opératoire (Hurley et al., 2007 ; Rayward et al., 2004). Ces lésions méniscales ont une prévalence évaluée entre 7 et 12 % et peuvent impacter

significativement le pronostic fonctionnel (Christopher *et al.*, 2013 ; Jeong *et al.*, 2021 ; Ritzo *et al.*, 2014).

b. La TTA et les techniques dérivées

La technique d'avancement de la tubérosité tibiale (TTA, Tibial Tuberosity Advancement) est décrite pour la première fois par Montavon *et al.* en 2002 (Montavon *et al.*, 2002), il s'agit, tout comme la TPLO, d'une technique de stabilisation dynamique.

- *Principe technique*

A l'instar de la TPLO, l'objectif de la TTA est de neutraliser la PTC, elle se base cependant sur un postulat biomécanique différent. En effet, Tepic *et al.* (Tepic *et al.*, 2002) suppose que lors de l'appui, les forces de soutien s'exerce selon un axe parallèle au tendon patellaire et non pas à l'axe mécanique du tibia. Sur la base de ce postulat, l'avancement par ostéotomie de la tubérosité tibiale permet de mettre le tendon patellaire dans un axe perpendiculaire au plateau tibial, résolvant ainsi les forces de soutien aux seules forces de compressions articulaires en annulant la PTC.

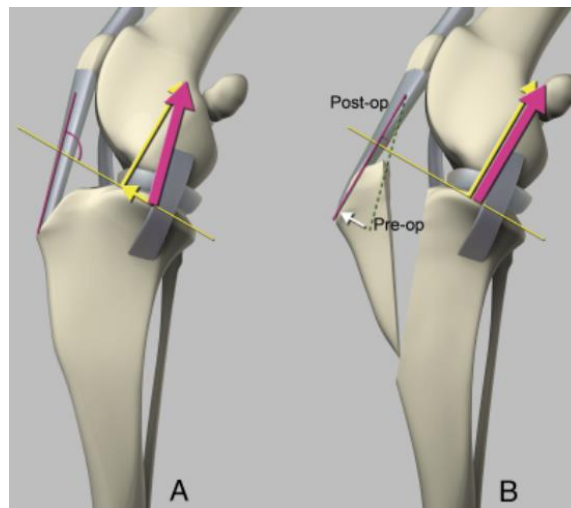


Figure 13 : Schéma illustrant les forces à l'œuvre au sein d'un genou atteint d'une RLCCr (A), ainsi que dans un genou pris en charge par TTA (B). Les droites magentas continues et en pointillés illustrant respectivement l'axe du tendon patellaire pré-opératoire et post-opératoire. La droite jaune illustrant l'axe du plateau tibial, la flèche magenta les forces de soutien et les flèches jaunes les forces de compressions articulaires et la PTC (Kim *et al.*, 2008).

- *Résultats et complications*

Les résultats de la TTA sont satisfaisants avec, comme pour la TPLO, une reprise d'appui relativement rapide ainsi qu'une bonne récupération fonctionnelle (Voss *et al.*, 2008). Toutefois une étude menée par Krotscheck *et al.* se basant sur une évaluation de la récupération fonctionnelle sur plateau de marche a mis en évidence une discrète supériorité de la TPLO en terme de récupération fonctionnelle (Krotscheck *et al.*, 2016).

En termes de complications, un taux global de 21,4 %, variant de 0 à 67,7 % en fonction des études, est rapporté dans la littérature récente (Wemmers *et al.*, 2022 ; Tableau 2). Comme pour la

TPLO, des différences significatives de taux de complications ont été mises en évidence en fonction du poids corporel des chiens opérés.

Tableau 2 : Taux (en pourcentage) des complications rapportées en post-opératoire de TTA en fonction du gabarit des chiens opérés (Wemmers et al., 2022)

Groupe S	Mineures	Majeures	Globale
Intervalle	0	0 - 5,7	0 - 14,6
Moyenne	0	2,9	6,7
Moyenne pondérée	0	4	9,2
Groupe M	Mineures	Majeures	Globale
Intervalle	0 - 66,2	0 - 23,1	0 - 67,7
Moyenne	22,7	5,2	26,5
Moyenne pondérée	17,1	6	22
Groupe L	Mineures	Majeures	Globale
Intervalle	5,7 - 24,2	2,9 - 9,9	8,6 - 34,1
Moyenne	15	6,4	21,4
Moyenne pondérée	19,1	8	27
Tous groupes confondus	Mineures	Majeures	Globale
Intervalle	0 - 66,2	0 - 23,1	0 - 67,7
Moyenne	18	5	21,6
Moyenne pondérée	16,4	6,2	21,1

Les groupes S, M et L correspondent respectivement aux chiens de petit (moins de 15 kg), moyen (15 à 40 kg) et grand (plus de 40 kg) gabarit. Les complications ont été regroupées en mineures et majeures en fonction de la nécessité d'une reprise chirurgicale, ainsi qu'en globales. Données issues d'un article de synthèse se basant sur un total de 1 242 TTA.

La TTA reconnaît également des complications majeures et mineures, très semblables à celles décrites pour la TPLO. En termes de complications mineures, on peut citer par ordre de fréquence les fractures et fissures de la tubérosité tibiale, les infections du site chirurgical, les déhiscences de plaies, les faillites partielles ou totales d'implants, les séromes, les gonflements tissulaires, les desmites du tendon patellaire, les arthrites septiques et les granulomes secondaires au léchage. Les complications majeures sont les mêmes que pour la TPLO, à savoir les lésions méniscales, les infections du site chirurgical, les fractures de la tubérosité tibiale et les faillites d'implants.

La fréquence des lésions méniscales en particulier est évaluée entre 22 et jusqu'à 73 % en fonction des études (Jeong *et al.*, 2021 ; Lafaver *et al.*, 2007 ; Wolf *et al.*, 2012). Une moindre stabilisation du grasset par rapport à la TPLO est actuellement l'hypothèse favorisée pour expliquer cette prévalence plus importante de lésions méniscales. Cette hypothèse est corroborée par la mise en évidence d'une progression des signes radiographiques d'arthrose plus rapide en post-opératoire de TTA par rapport à la TPLO (Moore *et al.*, 2020).

Malgré une fréquence de lésions méniscales plus importante et une récupération fonctionnelle semblant inférieure à la TPLO, en l'attente de nouvelles études confirmant ces premiers résultats, la TTA et les techniques qui en sont dérivés sont considérées comme satisfaisantes pour la prise en charge de la RLCCr (Aragosa *et al.*, 2022 ; Miller *et al.*, 2023 ; Ober *et al.*, 2022 ; White et Morrow, 2020).

c. La technique de Maquet et la TTO

Ces deux techniques ne seront que brièvement évoquées compte tenu de leur utilisation quasiment anecdotique en médecine vétérinaire.

La technique de Maquet a été développée initialement en médecine humaine dans le cadre de la gestion des lésions d'ostéochondrose de la rotule (Maquet, 1976). Elle repose sur un principe d'avancement de la crête tibiale, mais diffère de la TTA par son trait d'ostéotomie, plus caudal et épargnant la corticale distale ainsi que par son matériel de fixation plus simple. Cette technique a connue des modifications afin d'être appliquée en médecine vétérinaire, les résultats fonctionnels des études les plus récentes sont corrects bien qu'une infériorité en terme de récupération fonctionnelle ait été démontrée par rapport à la TPLO (Della Valle *et al.*, 2021 ; Knebel *et al.*, 2020).

La triple ostéotomie tibiale (TTO, Triple Tibial Osteotomy) est une technique alliant la TTA et la CTWO. Il s'agit d'une technique rarement utilisée, trouvant son intérêt lors de conformation tibiale particulière ne permettant pas aux techniques classiques d'apporter des résultats fonctionnels satisfaisants (Bruce *et al.*, 2007).

B. Techniques de stabilisation passive extra-articulaire

a. La technique de Flo

Proposée en 1975 par Flo (Flo, 1975), cette technique se base sur les protocoles proposés précédemment (Childers, 1966 ; De Angelis et Lau, 1970).

- *Principe technique*

La stabilisation du grasset est permise par la neutralisation de la PTC grâce à la mise en place d'une suture, bilatérale, avec comme point d'ancrage caudal les os sésamoïdes et crânialement un tunnel foré au sein de la tubérosité tibiale. La mise sous tension de cette suture permet alors de créer une résistance venant annuler la PTC et ainsi empêcher la subluxation crâniale du tibia.

De nombreuses adaptations de ce protocole vont voir le jour, modifiant le nombre, le placement ou la taille des sutures, en fonction de l'amplitude de la subluxation tibiale crâniale, du gabarit et de l'activité de l'animal ainsi que de l'existence d'une luxation patellaire concomitante (DeCamp *et al.*, 2016). Globalement, la procédure sera simplifiée par le placement de suture uniquement du côté latéral, permettant de limiter le délabrement tissulaire (technique LFS, Lateral Fabellar Suture, Figure 14).

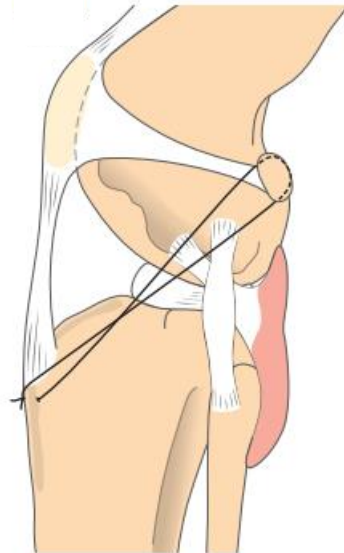


Figure 14 : Représentation schématique, en vue latérale du grasset, de la technique LFS. Une suture irrésorbable de gros diamètre est tendue entre les plans profonds des fascias entourant l'os séamoïde latéral et un forage dans la tubérosité tibiale (Fossum *et al.*, 2013).

Plusieurs méthodes de sécurisation de la suture ont été décrites, on distingue en particulier les techniques se basant sur des nœuds et les techniques se basant sur des bagues de sertissage. Une étude menée par Anderson *et al.* (Anderson *et al.*, 1998) met en évidence une plus grande résistance mécanique des systèmes se basant sur l'utilisation de bagues de sertissage par rapport aux nœuds. Ces systèmes permettent également l'établissement, au moment de leur pose, d'une plus grande tension sur la suture.

Dans ce contexte, les systèmes de type Securos® ont montrés, sur une étude portant sur 110 chiens, un taux de faillite de l'ordre de 8 % ainsi que des complications infectieuses dans 9 % des cas (McCartney *et al.*, 2007). Les faillites d'implant surviennent alors par glissement de la suture au sein de la bague de sertissage plutôt que par rupture de la suture. Une autre étude de Banwell *et al.* (Banwell *et al.*, 2005) met en évidence un taux de faillite par glissement plus important pour le système Securos® 18 kg par rapport au 36 kg. Il est ainsi suspecté une plus faible fiabilité des systèmes par sertissage sur des sutures de petit diamètre. La possibilité de l'utilisation d'une double bague de sertissage est évoquée mais doit encore faire l'objet d'investigations plus poussées (McCartney *et al.*, 2007).

- *Résultats et complications*

Les résultats fonctionnels sont jugés satisfaisants, les études actuellement disponibles semblent toutefois mettre en évidence une supériorité de la TPLO en termes de récupération fonctionnelle (Au *et al.*, 2010 ; Bergh *et al.*, 2014 ; Gordon-Evans *et al.*, 2013 ; Krotscheck *et al.*, 2016 ; Tikekar *et al.*, 2022), bien que d'autres études ne mettent pas de différence significative en évidence (Conzemius *et al.*, 2005 ; Nelson *et al.*, 2013).

Il a été également objectivé une progression arthrosique 5,78 fois plus marquée chez les animaux ayant reçu ce type de stabilisation extra-articulaire par rapport à la TPLO (Rayward *et al.*, 2004), corroborant l'hypothèse d'une stabilisation moins efficace. On note également un taux de complications majeures non négligeable, évalué entre 7,4 % et jusqu'à 14,2 %, ces complications

comprenant des infections du site chirurgical ainsi que des faillites d'implant (Au *et al.*, 2010 ; Flo, 1975). Une étude rapporte également un taux de lésions méniscales en post-opératoire de 5 %, contre 3 % en post-opératoire de TPLO selon la même étude (Gordon-Evans *et al.*, 2013).

Le risque d'infection du site chirurgical est particulièrement augmenté lors de l'utilisation d'un matériel de suture tressé, avec des taux de prévalence atteignant les 21 % (Dulisch, 1981).

Le risque de faillite d'implant étant proportionnel aux contraintes mécaniques s'exerçant sur la prothèse, l'utilisation de cette technique chez les chiens de grand gabarit a rapidement été contre-indiquée.

b. Le TightRope®

Cette technique récente a vu le jour à la suite des travaux de Cook *et al.* en 2010 (Cook *et al.*, 2010), elle tire son nom de la prothèse utilisée : le TightRope® (TR).

- *Principe technique*

Tout comme pour la technique de Flo, l'objectif est de mimer l'action du LCCr par la mise en place d'une prothèse extra-articulaire (Figure 15). Le TR se veut cependant plus résistant que les prothèses précédentes et la technique d'implantation plus précise, avec des zones d'insertions permettant théoriquement une isométrie au cours du mouvement. Cette isométrie est une caractéristique importante du LCCr *in vivo*, une implantation autorisant l'isométrie d'une prothèse permet théoriquement une meilleure résistance mécanique ainsi qu'une longévité améliorée (Sonnery-Cottet, 2017).

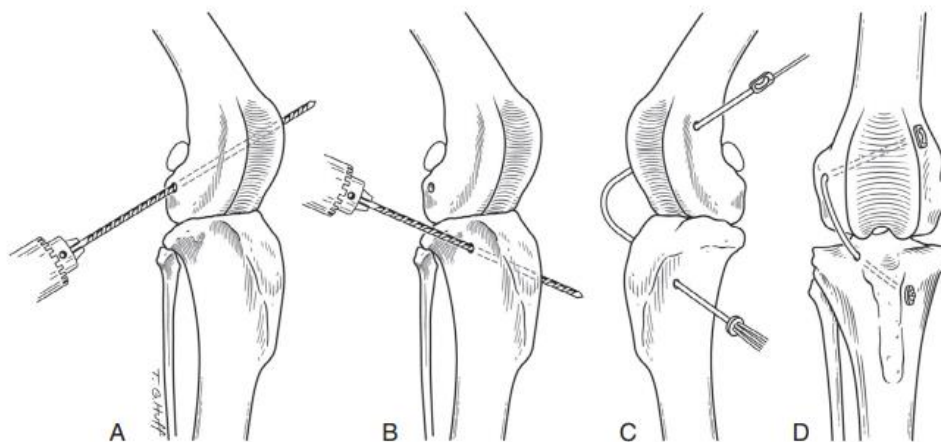


Figure 15 : Représentation schématique de la technique TR, mettant en évidence les forages fémoraux et tibiaux (A et B) ainsi que la mise en place de la prothèse (C) et a sécurisation à l'aide de boutons (D) (DeCamp *et al.*, 2016).

- *Résultats et complications*

Bien que faisant l'objet d'une littérature scientifique encore relativement faible, le TR semble permettre des résultats fonctionnels bons à excellents, indiscernable à l'heure actuel de ceux permis par la TPLO (Christopher *et al.*, 2013 ; Cook *et al.*, 2010).

Les complications rapportées incluent des faillites d'implants, des infections, des lésions méniscales ainsi que des séromes (Cook *et al.*, 2010). Le taux de complications mineurs est estimé à 29.2 % et des complications majeures sont rapportées dans 12.5 % des cas. Ces taux ne sont pas significativement différents de ceux rapportés pour la TPLO au sein de la même étude (Cook *et al.*, 2010).

Cependant, par rapport à la technique de Flo, le TR est une technique de stabilisation extra-articulaire plus exigeante en terme de maîtrise technique, le positionnement des forages est en effet une étape critique afin de permettre une stabilisation et une durabilité optimale (Biskup et Griffon, 2014).

2. Techniques de stabilisation passive intra-articulaire

Considérées depuis longtemps comme la référence chez l'Homme, les techniques de stabilisation passive intra-articulaires reconnaissent une évolution biphasique en médecine vétérinaire. Dès les années 1950, lors des premières tentatives de prise en charge chirurgicale de la RLCCr chez le chien, ce sont ces techniques qui ont dans un premier temps été mises en place. Cependant, la biomécanique du grasset du chien impose des contraintes proportionnellement plus sévères sur le greffon ou la prothèse que chez l'Homme, conduisant fréquemment à des faillites d'implants. Les prothèses synthétiques utilisées initialement induisaient également de fortes réactions inflammatoires avec de sévères synovites, impactant la récupération fonctionnelle. Ces techniques ont donc progressivement été délaissées au profit de celles présentées précédemment. Cependant elles connaissent un regain d'intérêt ces dernières années, notamment du fait de la commercialisation de ligaments synthétiques, mieux tolérés sur le plan biologique et aux propriétés mécaniques supérieures aux premiers greffons et prothèses utilisés.

Il est ainsi possible de subdiviser les techniques de stabilisation passive intra-articulaires en plusieurs catégories en fonction de la nature du greffon utilisé.

Les autogreffes sont, avec les allogreffes, les techniques les plus fréquemment utilisées chez l'Homme (Lin *et al.*, 2020) avec notamment l'autogreffe os-tendon patellaire-os (BTB, *bone-patellar tendon-bone*) considérée comme une des techniques de référence. En médecine vétérinaire ce sont dans un premier temps des techniques d'autogreffes qui ont été développées. L'utilisation de tissus biologiques permet de perturber au minimum la physiologie articulaire, limitant les processus inflammatoires, et fournissant un tissu propice à la prolifération tissulaire de l'hôte et la cicatrisation.

En revanche, ces techniques présentent également des inconvénients notables, le premier étant leur relative fragilité. Suite à son implantation, le greffon va subir des processus nécrotiques, plus ou moins importants, conduisant inévitablement à une diminution de ses propriétés mécaniques. Ce pic de fragilité survient généralement quelques semaines en post-opératoire et est suivi par de multiples phases de remodelage et de cicatrisation, permettant d'augmenter progressivement la résistance mécanique du greffon (Amiel *et al.*, 1986 ; Pauzenberger *et al.*, 2013).

Les greffons utilisés dans le cadre des techniques d'allogreffes subissent les mêmes processus de remodelage mais présentent également un risque de nécrose accru secondaire à un mécanisme de rejet de greffe chez l'hôte. Il a ainsi été démontré chez l'Homme que les allogreffes présentaient des propriétés mécaniques plus faibles que les autogreffes, en lien avec une incorporation biologique plus faible et des processus inflammatoires plus importants (Jackson *et al.*, 1993).

Par opposition, on peut définir les techniques de stabilisation par des ligaments synthétiques, qui, comme leur nom l'indique, sont basées sur l'implantation d'une prothèse intégralement synthétique. Par rapport aux techniques d'autogreffe et d'allogreffe, l'utilisation de ligaments synthétiques comporte plusieurs avantages. Le plus évident est de permettre de réaliser le montage sans nécessité de prélever de greffon au préalable. L'étape de prélèvement ayant déjà été démontrée comme pouvant être complexe, augmentant le temps opératoire et générant des traumatismes supplémentaires, rendant par conséquent la récupération en post-opératoire plus longue et douloureuse (Amiel *et al.*, 1986 ; Sachs *et al.*, 1989). De plus, le ligament synthétique permet d'introduire une logique de standardisation dans les caractéristiques mécaniques de l'implant, là où la qualité des greffons tissulaires dépendait des individus et de l'opérateur.

Les ligaments synthétiques ont également l'avantage de présenter une résistance mécanique maximale dès leur implantation. On s'abstient alors des différentes phases de remodelage, amoindrissant les propriétés mécaniques des greffons tissulaires et rendant les premiers mois post-opératoires particulièrement à risque de rupture du greffon.

A. Techniques par autogreffe et allogreffe

a. La technique de Paatsama

Historiquement, il s'agit de la première technique chirurgicale de prise en charge de la RLCCr décrite chez le chien, elle fut développée par Paatsama en 1952 (Paatsama, 1952).

- *Principe technique et protocole opératoire*

L'objectif biomécanique de cette technique est d'implanter en lieu et place du LCCr natif une greffe autologue de *fascia lata*.

Pour ce faire, une bande de *fascia lata* d'une longueur d'environ 15 à 20 centimètres est isolée, en face latérale du membre, en conservant ses insertions distales. Des tunnels osseux sont ensuite forés au niveau fémoral et tibial, afin de permettre des insertions intra-articulaires proches de celles du LCCr natif. Le greffon est ensuite introduit à l'aide de fils de traction au sein des tunnels osseux et à travers l'articulation. Il est ensuite sécurisé à l'aide de suture chargeant le périoste et les fascias en regard la diaphyse tibiale médiale.

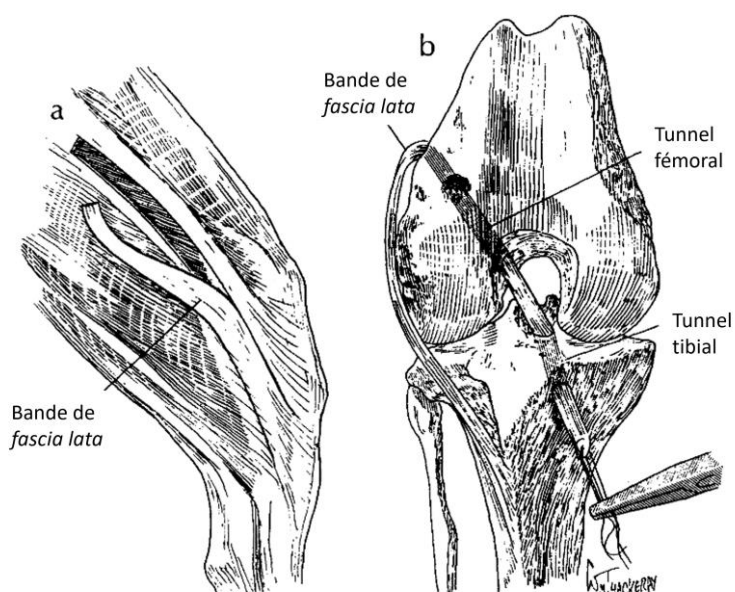


Figure 16 : Représentation schématique de la technique de Paatsama, avec l'étape de collecte du greffon à gauche (A) et le montage final avant sécurisation du greffon à droite (B) (Arnoczky, 1988)

- *Résultats et complications*

Les résultats fonctionnels de cette technique n'ont pas été clairement établis, plusieurs études rapportant des résultats très différents s'étalant de 95 à 35,5 % de résultats satisfaisants (Dickinson et Nunamaker, 1977 ; Hulse *et al.*, 1980 ; Montgomery *et al.*, 1988 ; Paatsama, 1952 ; Singleton, 1969).

La principale complication de cette technique réside dans un taux particulièrement élevé de rupture de greffon. L'étude de Montgomery *et al.* (Montgomery *et al.*, 1988), réalisée en *ex-vivo*, met en évidence que la mise en place d'un greffon xénologue par le biais d'un tunnel osseux fémoral augmente considérablement son risque de rupture. Ainsi, dans cette même étude, à 12 mois post-opératoire 91,3 % de tous les greffons implantés par le biais d'un tunnel osseux fémoral avaient rompus. Lorsque la rupture se produisait, elle était localisée à proximité de la sortie articulaire du tunnel osseux fémoral.

b. Technique « over the top »

La technique « over the top » (OTT, *Over the Top Technique*) a été développée en 1979 par Arnoczky *et al.* (Arnoczky *et al.*, 1979) sur la base des travaux de Paatsama (Paatsama, 1952) et avait pour objectif de palier au problème d'usure mécanique du greffon au sein du tunnel fémoral.

- *Principe technique et protocole opératoire*

Arnoczky *et al.* proposent un protocole se passant de forages osseux, pour cela une méthode de fixation alternative au niveau fémoral est mise en place. Le greffon utilisé est constitué d'une bande de *fascia lata*, similaire à celle utilisée par la technique de Paatsama, ainsi que d'une partie du ligament patellaire et de la patella.

Ce greffon est ensuite passé au travers de l'articulation, cranio-caudalement dans le sens disto-proximal (dans la même orientation que le LCCr natif), jusqu'à le passer et le sécuriser juste proximale au condyle fémoral latéral (Figure 17). Sa fixation est réalisée à l'aide de sutures chargeant le greffon, le périoste, les fascias ainsi que le ligament collatéral latéral.

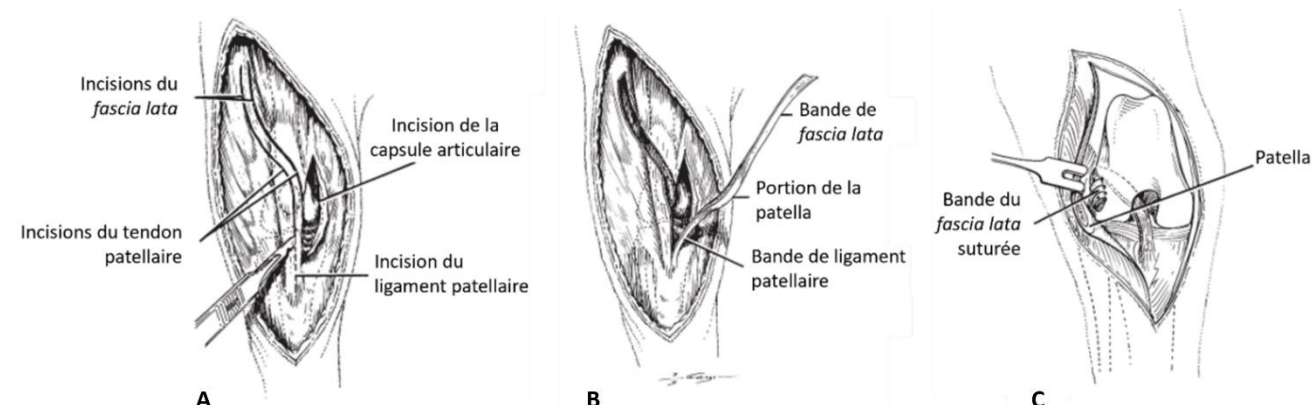


Figure 17 : Représentation schématique de l'OTT, avec les étapes de collectes de greffon (A et B) puis son placement dans l'articulation et sa fixation sur la diaphyse fémorale (C) (DeCamp *et al.*, 2016).

- *Résultats et complications*

Les premières études s'intéressant aux résultats fonctionnels les considèrent comme satisfaisants dans 91 % des cas. Ce résultat étant obtenu par évaluation de la clinique de l'animal par les propriétaires, l'absence de boiterie ou la présence d'une boiterie discrète ou occasionnelle étant considérée comme un résultat satisfaisant (Denny et Barr, 1984). Malgré ces premiers résultats satisfaisants, certaines études ultérieures font état de résultats plus mitigés. L'étude de Montgomery *et al.* en 1988 met en évidence une claire supériorité de l'OTT sur les techniques faisant intervenir des tunnels osseux, cependant un taux de complications important, avec 16,7 % de rupture du greffon en post-opératoire, est également mis en évidence (Montgomery *et al.*, 1988).

En termes de complications, une phase de fragilité du greffon notable à 4 semaines post-opératoires, objectivée par une augmentation de l'amplitude du signe du tiroir est identifiée (Denny et Barr, 1984 ; Hulse *et al.*, 1983). Au-delà de 4 semaines, l'amplitude du signe du tiroir diminue progressivement, témoignant de l'amélioration de la résistance mécanique du greffon.

L'étape de collecte du greffon, en particulier l'ostéotomie patellaire, est également notée comme un point sensible engendrant notamment des fractures patellaires en post-opératoire. Cette complication motivera des modifications du protocole opératoire afin de limiter la taille du fragment patellaire prélevé. Par ailleurs, une utilisation préférentielle chez les chiens de grand gabarit sera émise, l'étape de collecte du greffon étant jugée particulièrement complexe et délabrante chez les chiens de plus petit format (Denny et Barr, 1984).

c. Techniques dérivées de la médecine humaine (BTB, QTIB, greffe d'ischio-jambier)

Chez l'Homme, la prise en charge de référence de la RLCA reconnaît plusieurs possibilités, le greffon utilisé devant être adapté en fonction des caractéristiques de chaque patient. On note l'utilisation très fréquente de la greffe BTB mais également de l'autogreffe tendineuse d'ischio-

jambiers (HT, *Hamstring tendons*) et de tendon du quadriceps (QT, *Quadriceps tendon*). Des méthodes plus récentes proposent également l'utilisation d'un greffon mixte constitué d'une partie tissulaire et d'une seconde inorganique, tel que l'autogreffe de tendon du quadriceps renforcé par un montage de suture synthétique (QTIB, *quadriceps tendon allograft with internal brace*).

En médecine vétérinaire, ces techniques ne font pour l'instant l'objet que d'études expérimentales. La première de ce type a été menée par Lopez et al. (Lopez *et al.*, 2003) et se base sur l'utilisation d'un greffon de type HT suite à la transection chirurgicale du LCCr natif chez quatre chiennes Beagle. Plus précisément, le greffon comporte une partie des tendons des muscles semi-tendineux et gracile ainsi qu'un dense fascia prélevé en face médiale du muscle tibial crânial en conservant ses insertions distales. Ce greffon a ensuite été taillé et torsadé sur lui-même afin de lui donner un diamètre similaire au LCCr natif puis renforcé à l'aide d'une suture en lacet chinois avec un fil de suture tressé résorbable. Le greffon est ensuite passé au sein d'un tunnel tibial préalablement foré puis à travers l'articulation et enfin sécurisé en partie proximale du condyle fémoral latéral, à l'aide d'agrafes osseuses chirurgicales et selon un protocole similaire à l'OTT (Figure 18).

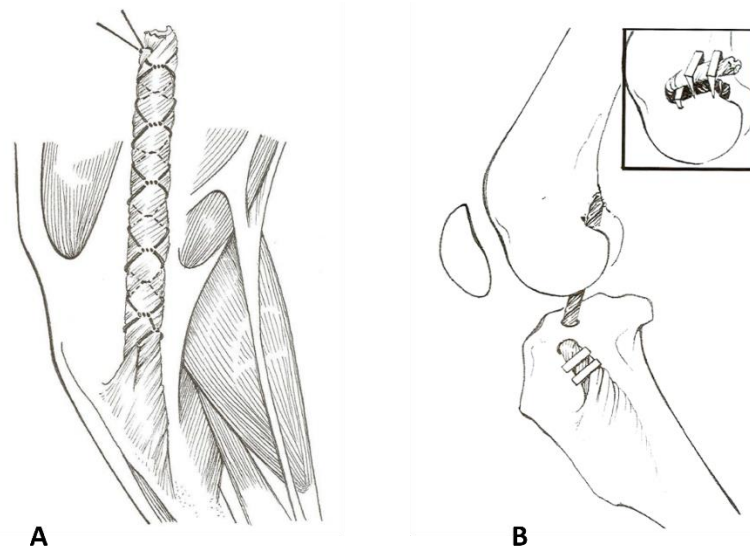


Figure 18 : Schématisation de la structure du greffon utilisé dans l'étude de Lopez et al. (A) ainsi que son implantation finale (B) (Lopez *et al.*, 2003)

Les résultats fonctionnels ont ensuite été évalués par plateau de marche à 12 et 52 semaines post-opératoires, et font état d'une résolution progressive de la boiterie jusqu'à disparition à 52 semaines. La progression arthrosique au cours de l'étude a également été monitorée par des examens d'imagerie radiographiques, n'ayant fait état que de discrets signes d'arthrose à 52 semaines post-opératoires.

Les auteurs se sont également intéressés aux processus biologiques de remodelage à l'œuvre sur ce type de greffon. Pour ce faire, des observations arthroscopiques ainsi que des prélèvements pour analyses cytologiques et histologiques ont été réalisés à 12 et 52 semaines post-opératoires. Ces prélèvements font état d'une intégration biologique progressive avec le développement d'une vascularisation, d'une enveloppe synoviale ainsi que la formation de fibres de Sharpey, caractéristiques des enthèses.

Une étude plus récente menée par Cook et al. (Cook *et al.*, 2017) se base cette fois-ci sur une technique d'allogreffe de type QTIB réalisée chez 10 chiens de race Beagle. Dans cette étude, les greffons ont été prélevés sur en post-mortem sur des chiens de même race et les LCCr natifs ont été sectionnés chirurgicalement en per-opératoire. Préalablement à leurs implantations, les greffons subissent une phase de préparation consistant en une taille et à l'ajout de plusieurs sutures afin d'en renforcer la structure. Les greffons sont ensuite baignés dans une solution autogène pauvre en leucocytes de plasma riche en plaquettes (*PRP, Platelet-Rich Plasma*), selon le postulat d'en améliorer l'intégration biologique et de limiter les réactions inflammatoires (Figure 19).



Figure 19 : Illustration de la structure finale du greffon de type QTIB dans un bain de solution autogène PRP, dans l'étude de Cook et al. (Cook *et al.*, 2017)

Décrire le système de conservation avant implantation. Le greffon est ensuite introduit sous arthroscopie au sein de forages fémoraux et tibiaux préalablement réalisés et permettant une reconstruction anatomique, puis chaque extrémité est sécurisée à l'aide de boutons.

Les résultats fonctionnels de cette étude ont été obtenus par des évaluations cliniques réalisées à deux, trois et six mois post-opératoires ainsi que par examens radiographiques et arthroscopiques à deux et six mois post-opératoires. Les radiographies n'ont mis en évidence qu'un discret épanchement articulaire dans 80 % des grassets opérés à deux mois post-opératoires et dans 40 % de ces derniers à six mois post-opératoires. En particulier, aucun autre signe radiographique d'arthrose n'a été mis en évidence sur la durée de l'étude. Concernant la récupération fonctionnelle, l'intégralité des animaux ont présenté une reprise d'appui sur le membre opéré dans les 48 heures post-opératoires et n'ont pas présenté de boiterie significative par la suite. Aux évaluations cliniques, la totalité des grassets opérés ont présenté une stabilité satisfaisante en termes de luxation tibiale crâniale et de rotation interne. Corroborant ces résultats cliniques, les évaluations arthroscopiques ont fait état d'une conservation de l'intégrité de tous les greffons sur la durée de l'étude avec l'apparition d'une néovascularisation d'intensité variable ainsi que d'une discrète synovite focale. Aucune lésion méniscale ou cartilagineuse n'a pu être mise en évidence sur la durée de l'étude.

A six mois post-opératoires, l'intégralité des animaux de l'étude ont été sacrifiés, afin de soumettre les grassets à des tests biomécaniques ainsi qu'à des prélèvements histologiques. Après dissection et en comparant les grassets opérés aux grassets sains controlatéraux, aucune différence significative n'a pu être mise en évidence entre le LCCr natif et les greffons aux différents tests mécaniques. Les analyses histologiques ont fait état d'une cicatrisation osseuse satisfaisante avec l'établissement partiel ou complet, plus marqué au niveau fémoral, de l'architecture normale d'une enthèse (Figure 20).

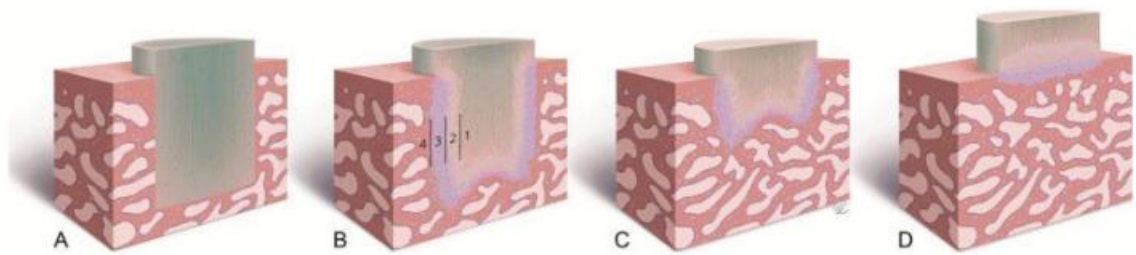


Figure 20 : Représentation schématique de la cicatrisation théorique d'une interface entre une greffe ligamentaire et le tissu osseux, avec dans un premier temps l'établissement de quatre zones représentées en B (1 : tendon, 2 : tissu chondroïde, 3 : cartilage calcifié, 4 : os). Puis un avancement progressif du tissu osseux permet de revenir à l'architecture physiologique d'une enthèse, présentée en D, où les 4 zones sont toujours distinguables (Cook *et al.*, 2017).

Finalement une des études les plus récentes sur ce sujet fut menée par Smith *et al.* (Smith *et al.*, 2020) et avait pour objectif de comparer la technique de QTIB, telle que décrite dans l'étude précédente (Cook *et al.*, 2017), ainsi qu'une technique de BTB chez un total de 10 chiens dans un contexte expérimental. Pour la technique BTB, le greffon a été collecté en per-opératoire sur le grasset ipsilatéral, et consiste en une partie de ligament patellaire, d'environ 7 mm de diamètre, entourée de part et d'autre par ses insertions osseuses tibiales et patellaires sous forme de cylindre, d'environ 6,5 mm de diamètre pour 12 mm de long (Figure 21).

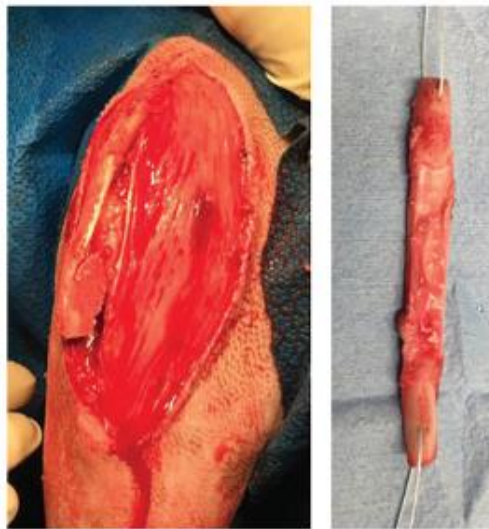


Figure 21 : Illustration de l'étape de collecte du greffon pour la technique BTB selon Smith *et al.*, la structure finale du greffon est présentée à droite (Smith *et al.*, 2020).

Les forages fémoraux et tibiaux sont ensuite réalisés sous arthroscopie à partir des insertions du LCCr natif afin de permettre une implantation anatomique du greffon. Afin de sécuriser le greffon un fil de nitinol est passé à travers la partie ligamentaire du greffon proximement à la partie osseuse. Le fil et la partie osseuse du greffon sont ensuite introduits au sein du tunnel osseux et une vis d'interférence résorbable est mise en place afin de comprimer le fil en nitinol contre la paroi du tunnel osseux.

Les résultats fonctionnels de cette étude ont été obtenus par des évaluations cliniques réalisées à l'aveugle à deux, trois et six mois post-opératoires ainsi que par plateau de marche. Les

chiens ont tous présenté une reprise d'appui dans les 48 heures suivant l'opération et aucun n'a présenté de boiterie ou d'instabilité articulaire significative aux différentes évaluations cliniques. En revanche, un chien du groupe BTB a présenté en post-opératoire une luxation patellaire médiale de grade 2, sans conséquence clinique sur la durée de l'étude. En comparant les résultats fonctionnels des deux techniques, les auteurs ont mis en évidence une infériorité de la techniques BTB par rapport à la technique QTIB, avec une moindre stabilité, une douleur plus marquée et des résultats par plateau de marche inférieurs. Par ailleurs, la technique QTIB a permis d'obtenir des résultats fonctionnels indiscernable du grasset controlatéral sain, pour les différents paramètres mesurés et en tout point de l'étude.

A 6 mois post-opératoires les chiens ont été sacrifiés, afin de permettre des tests mécaniques ainsi que des prélèvements pour analyse histologique, des examens radiographiques ont également été mis en place en post-mortem immédiat. Corroborant les résultats cliniques précédemment obtenus, les grassets pris en charge par la technique BTB ont présenté des signes radiographiques d'arthrose significativement plus importants que ceux pris en charge par QTIB (Figure 22).

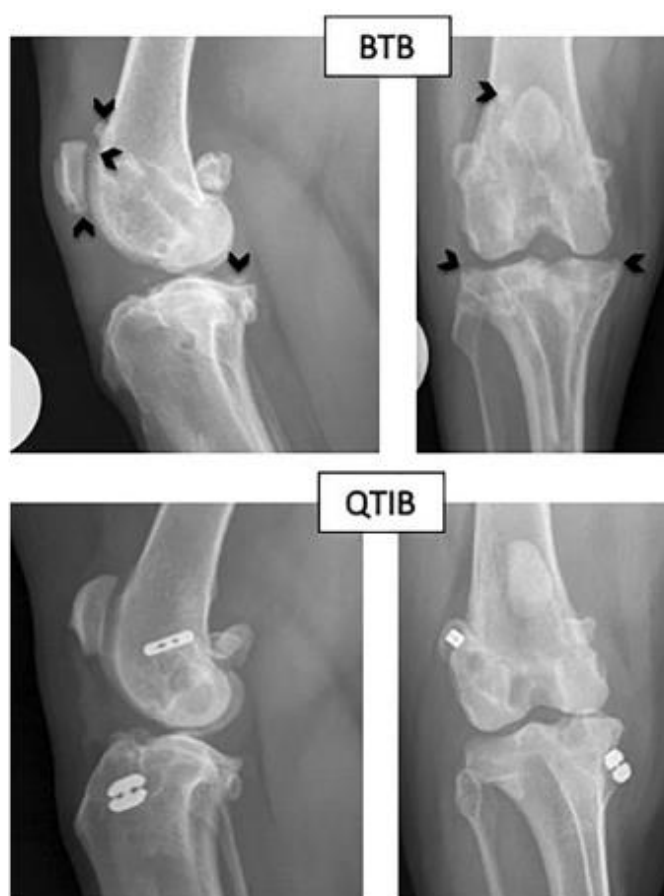


Figure 22 : Radiographies de profil et de face de grasset pris en charge par BTB (en haut) ou par QTIB (en bas) selon l'étude de Smith et al. Les flèches noires mettent en évidence des proliférations osseuses ectopiques caractéristiques des processus arthrosiques (Smith et al., 2020)

Les analyses histologiques font état pour les techniques BTB d'une cicatrisation entre la partie osseuse du greffon et le tunnel osseux satisfaisante, avec une conservation partielle à complète de l'architecture normale de l'interface entre la partie osseuse et tendineuse du greffon. La cicatrisation

entre la partie tendineuse du greffon et le tunnel osseux a cependant plutôt fait l'objet du développement d'un tissu cicatriciel fibreux au lieu d'une structure en zone classique d'une enthèse. Concernant la technique QTIB, les résultats histologiques sont similaires à ceux mis en évidence par les études précédentes (Cook *et al.*, 2017).

Un autre aspect anatomique encore débattu chez l'Homme est l'importance de la subdivision du LCCr en deux faisceaux. Certaines techniques permettant de recréer cette subdivision ont été tentées chez l'Homme avec de très bons résultats mais sans pour autant qu'une supériorité significative de ces techniques en terme de récupération fonctionnelle ou de complications ne puisse être mise en évidence (Iwaasa *et al.*, 2023 ; Yasuda *et al.*, 2010). A notre connaissance, aucune technique s'efforçant de reproduire l'anatomie bi-fasciculaire du LCCr natif n'a encore été tentée en médecine vétérinaire.

En conclusion sur ces techniques, bien que les résultats fonctionnels semblent prometteurs, la totalité des études s'y intéressant sont pour l'instant expérimentales, avec des effectifs réduits, des temps de suivi ne dépassant pas six mois et sur des grassets où le LCCr natif est sectionné chirurgicalement. Ces éléments doivent conduire à prendre ces premiers résultats avec prudence, d'avantage d'études devant être conduites afin de conclure quant à la pertinence de ces techniques pour la prise en charge de la RLCCr chez l'espèce canine.

B. Techniques par ligaments synthétiques

a. Les techniques de pose et détermination des insertions intra-articulaires

A l'heure actuelle, la grande majorité des études portant sur l'implantation de ligaments synthétiques chez le chien décrivent un abord chirurgical par arthrotomie. Cet abord permet une visualisation articulaire globale autorisant l'évaluation des différentes structures intra-articulaires et facilitant ensuite l'implantation de la prothèse. Il s'agit cependant d'un abord particulièrement traumatisant pour l'articulation dont l'utilisation a depuis longtemps été délaissée en médecine humaine au profit d'une prise en charge sous arthroscopie.

En médecine vétérinaire, l'utilisation de l'arthroscopie commence déjà à se développer dans le contexte de RLCCr pour son intérêt majeur dans le diagnostic et le traitement des lésions méniscales (Plesman *et al.*, 2013). Dans ce contexte, une prise en charge mini invasive, avec une implantation de la prothèse sous arthroscopie également, permettrait de réduire considérablement les traumatismes chirurgicaux, améliorant du même coup les résultats en post-opératoire (Cook *et al.*, 2017 ; Hoelzler *et al.*, 2004).

Dans tous les cas, indépendamment de la technique chirurgicale choisie pour l'implantation, se pose la question du positionnement des zones d'insertions intra-articulaires. Chez le chien, les recommandations actuelles sont de se rapprocher autant que possible des empreintes du LCCr natif, ceci afin de permettre une isométrie de la l'implant lors des mobilisations du grasset. En effet, bien que le LCCr natif possède des sites d'insertions trop larges pour être intégralement répliqués, il est important que les sites d'implantations n'autorisent que peu de mouvements de contraction ou d'extension du ligament synthétique qui engendreraient son endommagement. En effet, le ligament natif possède un caractère quasiment isométrique au cours du mouvement (Sonnery-Cottet, 2017). Ces recommandations sont cependant à nuancer, car à l'heure actuelle aucune étude n'a permis de prouver chez le chien qu'une reconstruction anatomique permet une isométrie optimale. Il a d'ailleurs été démontré chez l'Homme, pour l'implantation de ligament synthétique qu'une implantation

permettant une isométrie optimale n'était pas tout à fait anatomique (Dabirrahmani *et al.*, 2013). D'autres études chez l'Homme ont par ailleurs démontré que le respect de cette isométrie lors de l'implantation du ligament synthétique augmentait les chances de réussite avec notamment un risque de rupture divisé par 3 par rapport à une implantation non isométrique (Abebe *et al.*, 2011 ; Markatos *et al.*, 2013 ; Sonnery-Cottet, 2017 ; Zavras *et al.*, 2005).

b. Les systèmes d'ancrage

Les ligaments synthétiques présentent l'avantage notable d'avoir une résistance mécanique supérieure au LCCr natif, avec une résistance en traction allant jusqu'à 275 N/mm² ainsi que pour certains, un très faible coefficient de friction, les rendant très résistants aux frottements (Kurtz *et al.*, 1998 ; Wahed *et al.*, 2022 ; Wingfield *et al.*, 2000). Ainsi, les dernières études biomécaniques *ex-vivo* chez le chien s'intéressant à la charge maximale pouvant par ces ligaments synthétiques font systématiquement état de faillite des systèmes d'ancrage, sans rupture du ligament synthétique associée (Barnhart *et al.*, 2019 ; Blanc *et al.*, 2019 ; Good *et al.*, 1990). De nombreux dispositifs d'ancrage ont été décrits, ils peuvent globalement être scindés en trois catégories en fonction du mécanisme sous-jacent : par compression, par suspension et par expansion (Zeng *et al.*, 2018). En médecine vétérinaire, on peut principalement citer les vis d'interférence, les rondelles crantées et les agrafes fonctionnant par compression ainsi que les boutons et endoboutons, fonctionnant par suspension.

Le système de vis d'interférence a été décrit par Kurosaka en 1987 (Kurosaka *et al.*, 1987) et constitue l'un des dispositifs de référence pour la fixation de ligaments synthétiques chez l'Homme. De plus, initialement métalliques, certains modèles sont désormais constitués de polymère synthétique biorésorbable (Patel *et al.*, 2018). Le principe de sécurisation par vis d'interférence est le suivant : les tunnels osseux sont percés, le ligament est mis en place sous tension puis ces vis sont introduites au sein des tunnels osseux afin de maintenir le ligament par compression contre la paroi du tunnel osseux (Figure 23). Afin de faciliter leur mise en place, ces vis sont ogivales, canulées et avec un pas de vis large et atraumatique afin d'engendrer le moins de lésions possibles sur le ligament.

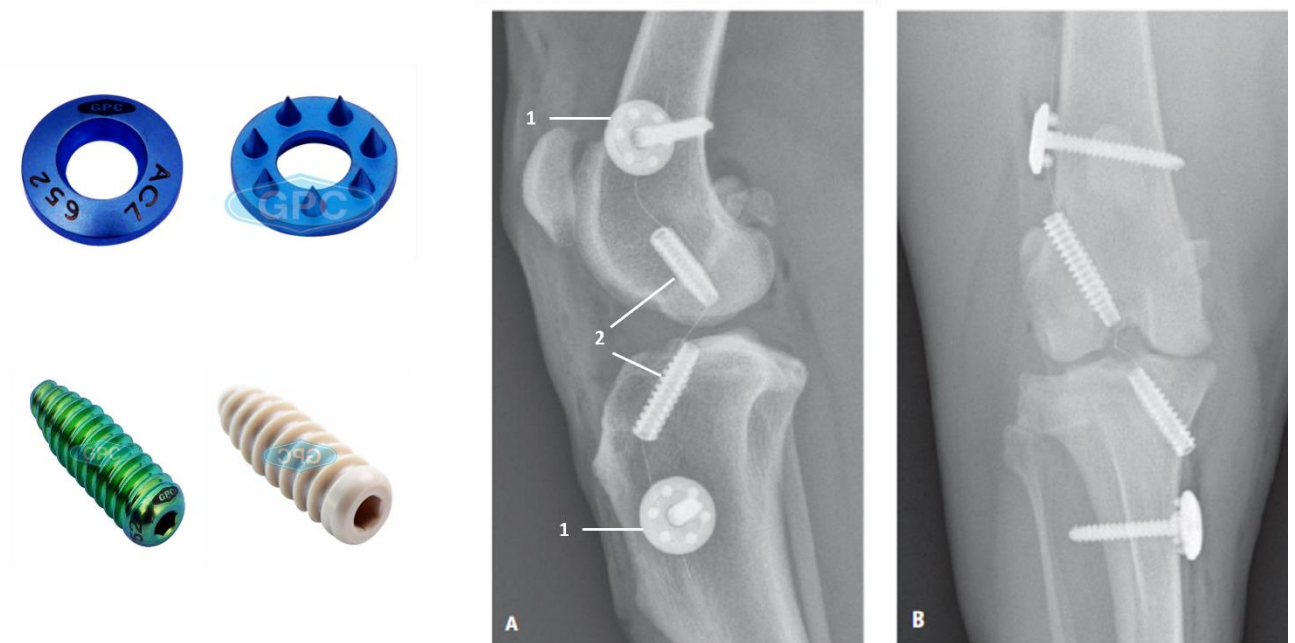


Figure 23 : Radiographies de face (B) et de profil (A) d'un système de double fixation d'un ligament synthétique par vis d'interférence et rondelles crantées (Barnhart *et al.*, 2016a).

Les éléments en (1) correspondent aux rondelles crantées illustrées en haut à gauche (crédit photographique GPC Medical Ltd) et maintenant les extrémités du ligament à l'aide d'une vis bicorticale. Les éléments identifiés par le (2) sont les vis d'interférence, illustrées en bas à gauche (crédit photographique GPC Medical Ltd) permettant le maintien du ligament par compression au sein des tunnels osseux.

La qualité de fixation des montages par vis d'interférence dépend également de la qualité et la résistance mécanique du tissu osseux. Or, une étude menée par Nakabayashi *et al.* (Nakabayashi *et al.*, 1994) a mis en évidence une résistance mécanique maximale presque deux fois supérieure au niveau du fémur distal chez le chien (37 – 67 MPa) par rapport à l'Homme (5 – 40 MPa). Cette résistance semble être en lien avec une densité osseuse plus importante (Kang *et al.*, 1998). Ces résultats mettent en évidence des caractéristiques osseuses canines favorables à une résistance maximale des système de vis d'interférence, plusieurs études récentes vont d'ailleurs dans ce sens en décrivant des résistances mécaniques comparables en arrachement au LCCr natif (Barnhart *et al.*, 2019 ; Blanc *et al.*, 2019 ; Goin *et al.*, 2022).

Les boutons et endoboutons chirurgicaux sont des dispositifs disposant généralement de deux ouvertures permettant le passage des insertions des ligaments synthétiques, le nouage des insertions permettra alors de plaquer le bouton contre la corticale osseuse, sécurisant l'extrémité du ligament synthétique et assurant sa mise sous tension. En fonction des systèmes utilisés, un ou plusieurs fils irrésorbables peuvent être présents aux côtés du ligament synthétique afin d'en améliorer la sécurisation et d'en faciliter la mise sous tension.

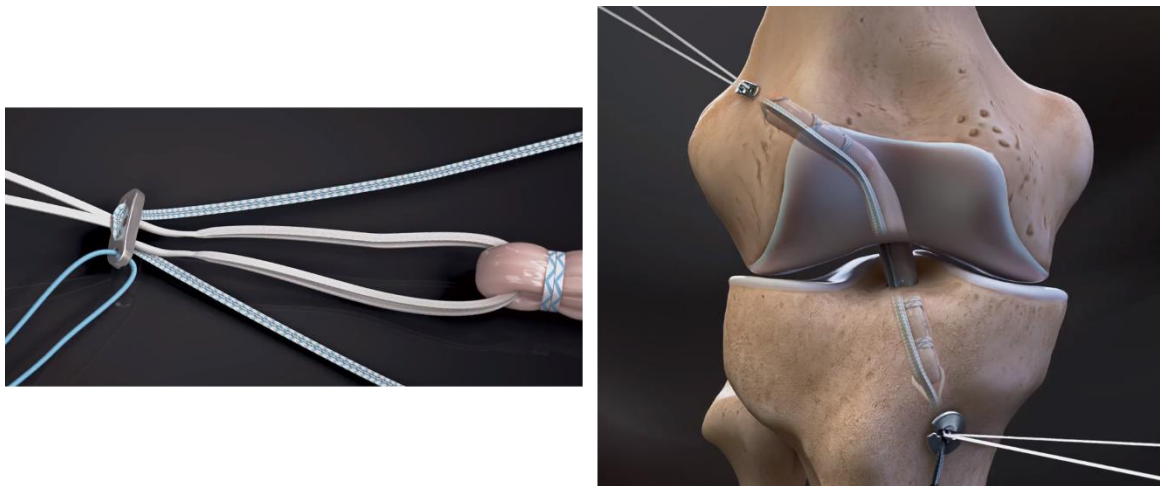


Figure 24 : Exemples d'endoboutons à gauche (crédit photographique Arthrex© Inc) et illustration schématique d'un montage utilisant ce type de dispositif à droite (crédit photographique Arthrex© Inc, implantation par double endoboutons d'un greffon avec renfort interne chez l'Homme)

c. Les différents types de ligaments synthétiques

L'utilisation des ligaments synthétiques trouve son origine chez l'Homme au début du 20^{ème} siècle par l'implantation de sutures en soie (Lange, 1903). La première étude clinique publiée par Lange faisait état de l'utilisation de ces sutures en soie en intra-articulaire, en conjonction avec un greffon tendineux des muscles semi-membraneux et semi-tendineux placé en extra-articulaire (Lange, 1907). Ces ligaments en soie furent rapidement suspectés d'être la cause de réactions inflammatoires majeures avec des synovites sévères, compromettant la récupération fonctionnelle (Herz, 1906 ; Smith, 1918). En conséquence, les sutures à base de soie furent abandonnées en tant que prothèse ligamentaire, bien que leur utilisation en tant qu'adjonction afin de faciliter l'intégration biologique du ligament synthétique reste à ce jour discutée (Zhi *et al.*, 2019).

Un peu plus tardivement, furent utilisés des ligaments synthétiques en fil d'argent (Corner, 1914) avant l'avènement des polymère dérivés de l'industrie pétrochimique. C'est dans un premier temps les polyamides, le polyéthylène téréphtalate (PET) et le polytétrafluoroéthylène (PTFE) qui seront utilisés chez l'Homme ainsi que chez le chien en phase expérimentale (Emery et Rostrup, 1960 ; Rostrup, 1964 ; Ruther, 1949). Leurs résultats fonctionnels sont jugés médiocres avec un fort taux de rupture évalué chez l'Homme à 20 % à deux ans post-opératoire, 37,5 % à cinq ans et 44 % à neuf ans (Maletius et Gillquist, 1997 ; Wilk et Richmond, 1993).

Dans les années 1980, on peut également noter la description de techniques se basant sur l'utilisation de ligaments en fibres de carbone (Dandy, 1996 ; Jenkins, 1978 ; Jenkins *et al.*, 1977). Ces ligaments ont d'abord été testés avec succès dans un modèle ovin avant d'être utilisés chez l'Homme. Cependant, il s'avère que ce type de ligament présente une fragilité particulière aux forces de torsion entraînant une érosion et une rupture précoce des fibres constituant la prothèse. Ces lésions prosthétiques relarguant des particules de carbone engendrant non seulement des conséquences locales avec une synovite mais également systémiques avec des dépôts de carbone au niveau du foie notamment (Lesić *et al.*, 1995). Ces complications entraînerent l'arrêt complet de l'utilisation de ces prothèses et attirent surtout l'attention sur les potentielles relargages de substances nocives lors de faillite d'implants. En effet les forces mécaniques s'exerçant sur les

prothèses entraînent une usure progressive, engendrant la libération de fragments phlogogènes, néfastes à la physiologie articulaire, aux processus de cicatrisation ainsi que favorisant la progression arthrosique. Ces résultats incitèrent la communauté scientifique à étudier l'aspect de biocompatibilité sur le long terme des différents matériaux utilisés.

Malgré ces débuts mitigés, l'émergence de nouveaux matériaux synthétiques issus de l'industrie pétrochimique tels que le Polyéthylène téréphtalate (PET) et les polyéthylènes de très haut poids moléculaire (UHMWPE, *ultra high molecular weight polyethylene*) maintient l'intérêt pour ces composés en tant que prothèses ligamentaires. Ces composants possèdent en effet des caractéristiques mécaniques exceptionnelles avec une résistance mécanique très importante et en particulier pour les UHMWPE un très faible coefficient de friction, permettant de réduire l'abrasion subie par la prothèse (Goin *et al.*, 2022).

Le premier de ce type de ligament est le LARS (*Ligament Augmentation Reinforcement Sytem*), constitué de fibre de PET. Ce ligament synthétique a la particularité de présenter deux parties de morphologie différentes en fonction de leur positionnement lors de la reconstruction. Les extrémités du ligament, qui seront localisées *in fine* en extra-articulaire dans les tunnels osseux, sont tressés afin d'en améliorer la rigidité et la résistance mécanique. La partie centrale du ligament synthétique, qui sera localisée en intra-articulaire, est à l'inverse constituée de fibres libres, orientées parallèlement de manière à leur appliquer une discrète torsion reproduisant le comportement du LCCr natif (Figure 25). Cette structure particulière a été mise au point pour diminuer au maximum le coefficient de friction au contact des tunnels osseux, et limiter le risque d'usure par frottement fibres contre fibres dans la partie intra-articulaire permettant ainsi qu'augmenter la durée de vie du ligament.



Figure 25 : Photographie d'un ligament LARS, mettant en évidence sa structure en deux parties (Smith *et al.*, 2014)

Les résultats fonctionnels chez l'Homme sur les premières études font état de résultats encourageants avec une récupération fonctionnelle satisfaisante dans 92,3 % des cas, déterminée par évaluations cliniques et biomécaniques (Parchi *et al.*, 2013). Des taux de ruptures évalués à 4 % et 3,8 % avec des temps de suivi de respectivement 2,5 ans et 7,9 ans sont également rapportés (Dericks, 1995 ; Parchi *et al.*, 2013). Une étude plus récente de Tiefenboeck *et al.* rapporte des résultats plus mitigés avec une période de suivi de 10 ans et un taux de rupture rapporté à 50 % (Tiefenboeck *et al.*, 2015). Compte tenu de ces résultats hétérogènes, le ligament LARS n'est implanté chez l'Homme que dans certaines conditions particulières. Il permet notamment une reprise d'appui et une récupération rapide, caractéristiques intéressantes chez les patients âgés ou

pratiquant un sport de haut niveau (Machotka *et al.*, 2010 ; Pan *et al.*, 2013 ; Parchi *et al.*, 2013 ; Ye *et al.*, 2013).

En médecine vétérinaire, des implantations seront réalisées chez la brebis (Viateau *et al.*, 2013) ainsi que chez le chien (Ollier, 2011 ; Van Den Brink, 2014). L'étude menée par Viateau *et al.* se base sur l'implantation chez 25 brebis de ligament LARS par arthrotomie ainsi qu'une sécurisation par vis d'interférence. La rupture du LCCr a été induite chirurgicalement en per-opératoire et les animaux ont été sacrifiés à trois mois ou douze mois post-opératoire afin que les grassets opérés puissent être soumis à des tests mécaniques ainsi qu'à des prélèvements histologiques.

D'un point de vue macroscopique, à douze mois post-opératoire, 40 % des ligaments implantés présentaient des ruptures partielles. Aucun impact clinique n'a cependant été observé chez les différents animaux pendant la durée de l'étude. Les tests mécaniques ont mis en évidence une moindre résistance des grassets opérés par rapport aux grassets sains controlatéraux, à trois mois comme à douze mois. Les valeurs de tension maximale soutenue par les grassets opérés ont été de respectivement 144 ± 69 N et 260 ± 126 N à trois et douze mois, contre 1241 ± 270 N et 1218 ± 189 N à trois et douze mois pour les grassets sains. A trois mois, la totalité des grassets opérés ont présenté des faillites par glissement du ligament, alors qu'à douze mois, la moitié ont présenté des faillites par rupture du ligament LARS. Les analyses histologiques n'ont fait état d'une prolifération tissulaire qu'au niveau des zones en contact avec les tissus natifs.

L'absence de complication ainsi que la bonne récupération fonctionnelle des brebis au cours de cette étude sont donc à nuancer avec l'observation d'une usure progressive du ligament LARS ainsi qu'une résistance mécanique et une intégration tissulaire insuffisante, pouvant laisser suspecter de potentielles faillites totales sur le long terme.

La thèse de doctorat vétérinaire soutenue par Ollier (Ollier, 2011) corrobore ces résultats obtenus chez la brebis. Cette étude a été menée sur 5 chiens souffrant de ruptures spontanées du LCCr avec un abord par arthrotomie permettant l'implantation anatomique du ligament LARS fonctionnalisé par greffage chimique avec du PolyNaSS avec une sécurisation par une double système de vis d'interférence et de rondelles crantées. Les résultats fonctionnels ainsi que les complications ont été déterminés par évaluation clinique et par questionnaires à destination des propriétaires sur une période comprise entre 6 mois et 1,5 an en fonction des animaux. Au cours de l'étude trois complications mineures ont été identifiées comprenant un épanchement, une infection ainsi qu'une tuméfaction, toutes résolues facilement avec un traitement de première intention. La récupération fonctionnelle a été évaluée comme satisfaisante, le faible effectif n'autorisant cependant aucune analyse statistique supplémentaire.

Le ligament LARS, bien que présentant certaines indications chez l'Homme, doit encore faire l'objet de nouvelles études, portant notamment sur le devenir du ligament synthétique à plus long terme, avant de pouvoir conclure sur son intérêt dans l'espèce canine. Les premiers résultats fonctionnels sont toutefois encourageants et certaines améliorations des protocoles, telles que l'implantation par arthroscopie, pourraient améliorer encore ces résultats. L'étude de Viateau *et al.* (Viateau *et al.*, 2013) semble également avoir mis en évidence la difficulté pour les tissus de l'hôte à coloniser le ligament synthétique. Des traitements supplémentaires ou l'adjonction d'autres polymères permettant d'améliorer l'intégration tissulaire du ligament synthétique, constitueraient donc également des pistes d'amélioration.

De manière semblable au ligament LARS, l'étude menée par Barnhart et al. (Barnhart *et al.*, 2016) se base sur un ligament synthétique de structure particulière et alliant plusieurs polymères afin d'en améliorer la résistance mécanique. Plus spécifiquement, il s'agit d'un ligament tressé avec un cœur de polyéthylène téréphtalate de très haut poids moléculaire (UHMWPE, Figure 26) enveloppé par une gaine de PTFE poreuse.

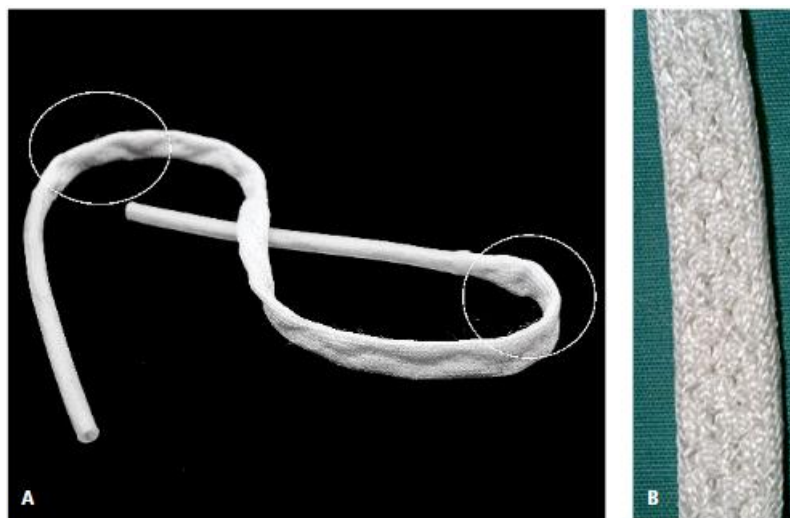


Figure 26 : Illustration du ligament synthétique utilisé lors de l'étude de Barnhart et al. (Barnhart *et al.*, 2016), mettant en évidence sa structure tressée (B) ainsi que les points en croix mis en place sur les zones entourées (A) afin d'améliorer la sécurisation. Des images radiographiques du montage sont disponibles en Figure 23.

Cette étude a été menée sur 50 chiens présentés dans un contexte de RLCCr spontanée et ayant un poids moyen de 34,5 kg ainsi qu'un âge moyen de 5,3 ans. L'intégralité des chiens ont bénéficié d'une implantation anatomique par arthrotomie du ligament synthétique, puis d'une double fixation de ce dernier par un système de vis d'interférence et de rondelles crantées (Figure 23). Les résultats fonctionnels ont été collectés par évaluations cliniques à 24 heures, 2, 4, 8 et 24 semaines post-opératoire, ainsi que par évaluation du signe du tiroir direct sous sédation à 4, 8 et 24 semaines post-opératoire. Des clichés radiographiques de face et de profil ont également été réalisés à 24 semaines post-opératoire.

Les résultats mécaniques en post-opératoire ont été satisfaisants avec une amélioration de la boiterie chez 80,9 % des chiens à 24 semaines post-opératoire. En revanche, l'apparition d'une instabilité articulaire, se manifestant par un signe du tiroir direct positif, a été notée chez 16,7 % des chiens à 4 semaines post-opératoire, et chez 42,8% des chiens à 24 semaines post-opératoires. Un taux de complication global de 50 % a également été mis en évidence avec 22 cas de complications majeures et 10 cas de complications mineures sur l'ensemble de l'étude. Les complications majeures ont été, avec le nombre de cas associés : des glissement du ligament synthétique (n = 4), des luxations patellaires médiales associées à des ruptures du ligament synthétique (n = 3), des arthrites septiques associée à des ruptures du ligament synthétique (n = 3), des arthrites septiques seules (n = 2), une rupture de ligament synthétique isolée (n = 1), une rupture de ligament synthétique associée à une lésion de ménisque médial (n = 1), des instabilités articulaires avec réapparition d'une boiterie (n = 2).

Compte tenu d'un taux de complications particulièrement élevé ainsi que de la récurrence d'une instabilité articulaire pour près de la moitié des chiens pris en charge, malgré des résultats cliniques satisfaisants, les auteurs ont conclu que ce protocole n'était pas adapté à la prise en charge de la RLCCr chez l'espèce canine. Ces résultats mettent en exergue le fait qu'un ligament synthétique idéal ne doit pas seulement présenter une bonne résistance mécanique. Ce dernier doit également fournir un support permettant une prolifération de tissu autologue, une infiltration fibroblastique ainsi qu'un dépôt de fibres de collagène autorisant *in fine* la formation d'un néo-ligament. On aurait ainsi un ligament mixte, dont les contraintes mécaniques sont équilibrées entre les parties vivantes et inorganiques.

En ce sens, l'étude expérimentale de Zhi et al. (Zhi *et al.*, 2019) se base sur la comparaison entre deux ligaments synthétiques implantés chez 14 beagles dans un modèle expérimental de remplacement du LCCr. Les ligaments synthétiques utilisés dans cette étude possèdent une structure similaire à un ligament LARS, constitués de deux parties avec des fibres libres au niveau intra-articulaires et de fibres tricotées au niveau des tunnels osseux. Ils ont cependant la particularité d'être repliés sur eux-mêmes une fois implantés, permettant la mise en place d'une sécurisation par suspension avec un bouton au niveau fémoral et par une vis d'interférence au niveau tibial. L'objectif de l'étude est de comparer un ligament uniquement composé de fibres de PET, similaire à un ligament LARS, à un ligament dont les fibres libres sont constituées de fils de soie (Figure 27). L'hypothèse étant que la soie est un matériau offrant un meilleur support de prolifération tissulaire que le PET.

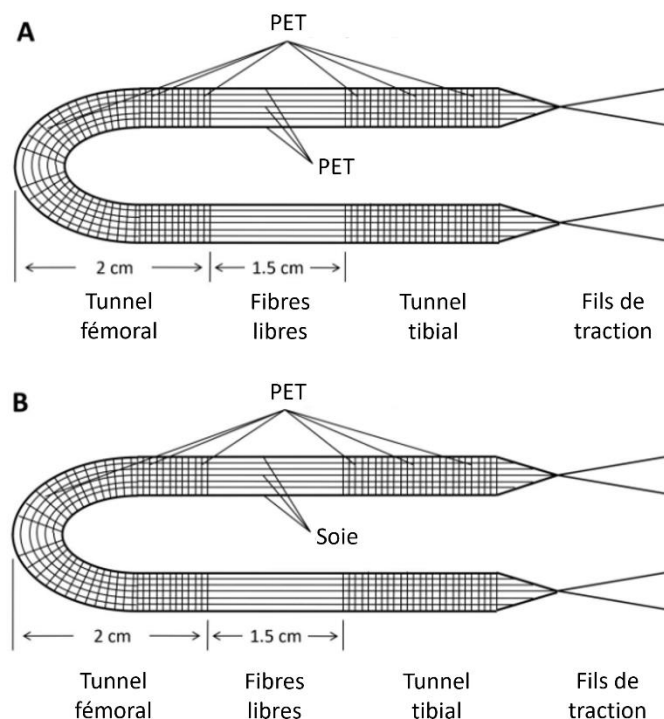


Figure 27 : Structure des ligaments synthétiques utilisés dans l'étude de Zhi et al., en haut figure le ligament PET (A), en bas figure le ligament hybride constitué de fibres PET et de soie (B) (Zhi *et al.*, 2019)

Les chiens ont alors tous subi une section chirurgicale en per-opératoire du LCCr natif par arthrotomie, puis la moitié d'entre eux a bénéficié de l'implantation du ligament PET, tandis que

l'autre moitié a été implantée avec le ligament hybride PET/soie. A six mois, les chiens ont été sacrifiés afin d'évaluer cliniquement l'amplitude de mouvement et la présence d'un signe du tiroir direct sur les grassets opérés, ainsi que pour permettre la réalisation de tests mécaniques et de prélèvements en vue d'analyses histologiques.

Les résultats fonctionnels font état d'une disparition de la boiterie en deux à quatre semaines en fonction animaux. A six mois, un chien dans chacun des deux groupes a présenté une diminution discrète de l'amplitude de mouvement du grasset opéré, sans autre anomalie significative, en particulier l'intégralité des grassets opérés ont été évalués comme stables cliniquement. Corroborant ces résultats cliniques, les observations macroscopiques ont mis en évidence une conservation de l'intégrité de tous les ligaments implantés ainsi que la présence d'une prolifération tissulaire dans les deux groupes. Les auteurs ont cependant noté un aspect brillant, plus proche du LCCr natif, pour les ligament hybride PET/soie. Les analyses histologiques font état dans les ligaments PET, d'une structure lâche ainsi que d'une infiltration fibroblastique ainsi que d'un dépôt de matrice extracellulaire et de collagène faible à modéré. A l'inverse, les ligaments hybrides ont présenté une structure plus compacte avec une infiltration fibroblastique plus importante ainsi qu'une quantité plus élevée de dépôts de matrice extracellulaire ainsi que de collagène.

D'un point de vue mécanique, aucune différence significative n'a pu être mise en évidence entre les ligaments PET et les ligaments hybrides PET/soie. En revanche, les deux groupes présentaient une résistance mécanique inférieure au LCCr natif sain controlatéral. Il a cependant été noté un élargissement des tunnels osseux, plus marqué au niveau tibial, entraînant systématiquement lors des tests mécaniques une faillite par glissement du ligament synthétique du tunnel tibial.

Cette étude fournit ainsi des résultats particulièrement intéressants, avec une bonne récupération fonctionnelle ainsi qu'un faible taux de complications. L'hypothèse formulée par les auteurs semblent confirmée, les ligament hybride PET/soie ayant globalement présenté une meilleure intégration biologique que les ligaments PET. Cependant l'élargissement des tunnels osseux n'a pas permis aux auteurs d'explorer la cicatrisation de l'interface entre le néo-ligament et le tissu osseux. Un défaut de cicatrisation de cette interface pourrait expliquer les résistances mécaniques inférieures observées chez les ligaments PET et hybrides PET/soie par rapport au LCCr natif. Les auteurs soulèvent également la problématique de la durée du suivi post-opératoire. En effet, à six mois post-opératoire la soie des ligaments hybrides ne s'était pas encore dégradée. Des études se basant sur un suivi post-opératoire plus long seraient ainsi nécessaire afin de déterminer si le néo-ligament formé présenterait une résistance suffisante pour assurer la stabilité du grasset une fois la soie contenue dans le ligament hybride dégradée.

Finalement, une des études les plus récentes sur le sujet a été menée par Pinna et al. en 2020 (Pinna *et al.*, 2020) et s'est intéressée à l'utilisation d'une prothèse mini-TightRope® (mTR) en intra-articulaire (Figure 28). Cette étude repose ainsi sur l'implantation anatomique par arthrotomie d'un ligament synthétique semblable à une prothèse TR avec une sécurisation par suspension à l'aide de boutons chirurgicaux.

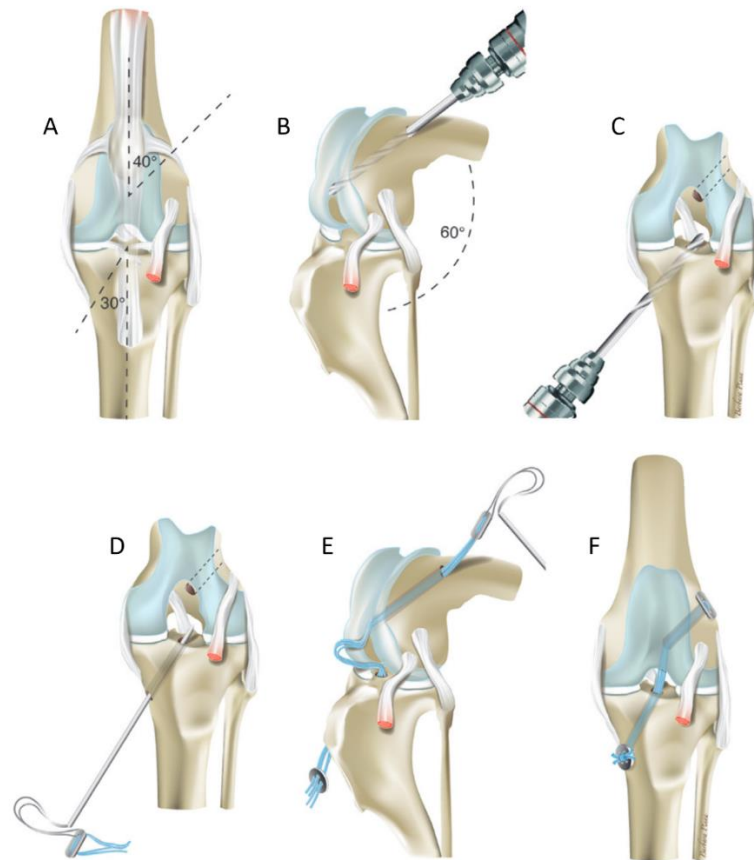


Figure 28 : Représentation schématique du protocole de reconstruction intra-articulaire à l'aide d'une prothèse mTR (Pinna *et al.*, 2020)

Ces implantations ont été réalisées sur cinq chiens de propriétaires, présentées avec un historique de boiterie d'au moins un mois avec une suspicion de RLCCr et présentant un poids inférieur à 10 kg et un âge supérieur à un an. Les résultats fonctionnels ont été évalués par le biais de questionnaires à destination des propriétaires ainsi que par des évaluations cliniques et radiographiques à un, trois, six et douze mois.

Les résultats fonctionnels sont bons avec une diminution de la douleur et de la boiterie ainsi qu'une disparition du signe du tiroir antérieur dès un mois post-opératoire et stable sur le reste de la durée de l'étude. Aucune complication n'a été relevée et seuls deux chiens ont présenté une discrète augmentation de la sévérité de leur arthrose évaluée sur clichés radiographiques. D'autre part, la technique chirurgicale n'a pas révélé de difficultés particulières et les implantations ont été réalisées avec un temps moyen de 40 minutes.

Bien que s'agissant d'une étude clinique, l'effectif n'a pas permis aux auteurs de réaliser de plus amples analyses statistiques. D'autre part, comme le souligne les auteurs, l'absence de groupe contrôle, en lien avec les considérations éthiques inhérentes à une étude clinique, est un autre point faible de l'étude. Malgré cela, les résultats fonctionnels encourageants ainsi que le faible taux de complications sont des éléments en faveur d'études supplémentaires sur cette technique semblant présenter un intérêt notable pour la prise en charge de la RLCCr chez les chiens de petit gabarit.

Quatrième partie : intérêts et limites des techniques de stabilisations intra-articulaire

1. Synthèse bibliographique

Les recherches bibliographiques que nous présenterons ont été menées sur les bases de données PubMed et Google Scholar. Seules les études concernant l'espèce canine et la description d'une méthode intra-articulaire ou la comparaison d'une de ces méthodes avec d'autres ont été incluses. Elles ont par ailleurs été classées en fonction de leur type, clinique (n = 14) ou expérimental (n = 15).

Tableau 3 : Tableaux synthétiques présentant les caractéristiques des différentes études cliniques présentes dans la littérature vétérinaire

Etude	Type de greffon ou de ligament synthétique	Type d'implantation	Dispositif de fixation	Nombre d'animaux	Poids moyen (kg)	Durée de suivi	Méthode d'évaluation
(Singleton, 1969)	Ligament synthétique de polyester ou de polyamide, ou greffe autologue de <i>fascia lata</i>	Anatomique	Sutures ou boutons	93 (polyester) 11 (polyamide) 2 (<i>fascia lata</i>)	Non renseigné (nr)	12 mois	Evaluations cliniques
(Denny et Barr, 1984)	Greffe autologue type OTT et OTT modifié (OTTm)	Non anatomique	Sutures	78 (OTTm) 34 (OTT)	48 (OTTm) 30 (OTT)	16 mois (OTTm) 1 an (OTT)	Questionnaires, évaluations cliniques
(Shires <i>et al.</i>, 1984)	Greffe autologue type OTTm	Non anatomique	Suture	38	nr	26 semaines	Evaluations cliniques
(Denny et Barr, 1987)	Greffe autologue type OTTm	Non anatomique	Sutures	100	35	2 ans	Questionnaires, évaluations cliniques
(Coetzee et Lubbe, 1995)	Greffon autologue de <i>fascia lata</i>	Non anatomique	Rondelles crantées et sutures	79	nr	26 semaines	Questionnaires, évaluations cliniques
(Moore et Read, 1995)	Greffon autologue de <i>fascia lata</i>	Non anatomique	Rondelles crantées	21 (OTT) 58 (LFS) 42 (TTF)	37,5 ± 11,0	41,7 ± 8,9 mois	Questionnaires
(Innes <i>et al.</i>, 2000)	Greffon autologue type OTT	Non anatomique	Sutures	20	nr	49,8 mois	Questionnaires et évaluations cliniques

Etude	Résultats fonctionnels	Complications
(Singleton, 1969)	Les résultats fonctionnels sont jugés satisfaisants dans 95 % des cas avec le ligament synthétique de polyester, 35,5 % avec le ligament synthétique de polyamide et dans aucun des cas ayant reçu la greffe autologue de <i>fascia lata</i> .	Récidive d'une instabilité articulaire avec le ligament synthétique de polyester (10), de polyamide (7), ou la greffe autologue de <i>fascia lata</i> (2)
(Denny et Barr, 1984)	Les résultats fonctionnels sont jugés satisfaisants dans 88 % des cas avec l'OTTm et 91 % des cas avec l'OTT. Absence de différence significative en termes de récupération fonctionnelle entre les deux techniques	Persistance d'une boiterie discrète ou occasionnelle (n = 4), persistance d'une boiterie marquée (n = 2).
(Shires <i>et al.</i> , 1984)	Les résultats fonctionnels sont jugés satisfaisants dans 93 % des cas avec la technique OTTm.	nr
(Denny et Barr, 1987)	Les résultats fonctionnels sont jugés satisfaisants dans 91 % des cas avec la technique OTTm.	Persistance d'une boiterie discrète ou occasionnelle (n = 14), persistance d'une boiterie modérée (n = 8), persistance d'une boiterie marquée (n = 1).
(Coetzee et Lubbe, 1995)	La technique <i>Under and Over</i> (UOT, <i>Under and Over Technique</i>) permet des résultats fonctionnels satisfaisants dans 83.3 % des cas.	Persistance d'une instabilité significative du grasset (n = 10).
(Moore et Read, 1995)	Absence de différence significative en termes de récupération fonctionnelle entre l'OTT, la LFS et la TTF.	nr
(Innes <i>et al.</i> , 2000)	Les capacités fonctionnelles des chiens ont significativement diminué sur la durée de l'étude, sans qu'un lien de causalité ne puisse cependant être établi avec la technique opératoire.	nr

Etude	Type de greffon ou de ligament synthétique	Type d'implantation	Dispositif de fixation	Nombre d'animaux	Poids moyen (kg)	Durée de suivi	Méthode d'évaluation
(Conzemius <i>et al.</i>, 2005)	Greffon autologue type OTT	Non anatomique	Sutures	20 (OTT) 47 (LFS) 64 (TPLO)	nr	6 mois	Plateau de marche
(Mölsä <i>et al.</i>, 2013)	Greffon autologue type OTT	Non anatomique	Sutures	253	30,0 ± 17,9	2,7 ± 0,8 ans	Questionnaires
(Barnhart <i>et al.</i>, 2016)	Ligament synthétique tressé avec un cœur UHMWPE enveloppé par une gaine de PTFE poreuse	Anatomique	Double fixation avec vis d'interférence et rondelles crantées	42	34,5	1,5 an	Questionnaires, évaluations cliniques et examens radiographiques
(Biskup <i>et al.</i>, 2017)	Allogreffe acellulaire de tendon du fléchisseur profond des doigts	Anatomique	Vis d'interférence et rondelles crantées	10	37,6 ± 7,31	12 mois	Questionnaires, évaluations cliniques, plateau de marche, examens radiographiques
(Pinna <i>et al.</i>, 2020)	Ligament synthétique PET type mTR	Anatomique	Boutons chirurgicaux	5	9	12 mois	Questionnaires, évaluations cliniques, examens radiographiques

Etude	Résultats fonctionnels	Complications
(Conzemius et al., 2005)	<p>Retour à une fonction normale pour 15 % des animaux traités par OTT contre 14,9 % pour les animaux du groupe LFS et 10,9 % pour les animaux du groupe TPLO.</p> <p>Une amélioration fonctionnelle est cependant notée pour 15 % des chiens traités par OTT, 34 % des chiens traités par TPLO et 40 % des chiens traités par LFS.</p>	nr
(Mölsä et al., 2013)	<p>Récupération fonctionnelle post-opératoire plus rapide pour les animaux traités par les techniques d'ostéotomies par rapport à l'OTT.</p> <p>Absence de différence significative en termes de récupération fonctionnelle à long terme et de douleur chronique entre les ostéotomies et l'OTT.</p>	<p>Les complications ne sont pas présentées en fonction du type de chirurgie.</p> <p>Persistance d'une boiterie dans 6,1 % des cas, ainsi que de signes de douleur chronique dans 31 % des cas.</p>
(Barnhart et al., 2016)	Amélioration significative du score de la boiterie chez 81,8% des chiens.	<p>Taux global de complications de 50 % et récurrence d'une instabilité du grasset dans 43 % des cas.</p> <p>Complications objectivées : rupture de l'implant (n = 8), persistance d'une boiterie ou d'une instabilité d'origine indéterminée (n = 7), arthrite septique (n = 5), faillite du système d'ancrage (n = 4), luxation patellaire médiale (n = 3), granulome secondaire à un léchage (n = 2), lésion méniscale (n = 1), déhiscence de plaie (n = 1), tissu de granulation exubérant (n = 1).</p>
(Biskup et al., 2017)	Résultats fonctionnels satisfaisant dans 70 % des cas, tous les propriétaires rapportent une amélioration des signes de douleur ainsi que de la mobilité de leurs chiens sur la durée de l'étude.	Déplacement d'une vis d'interférence sur les radiographies post-opératoires ayant nécessité une correction et fracture du trans-cortex fémoral lors de la mise en place de la rondelle crantée chez le même chien.
(Pinna et al., 2020)	Compte tenu du faible effectif de l'étude, aucune analyse statistique n'a pu être menée, les chiens ont cependant tous montré une amélioration fonctionnelle sur la durée de l'étude. Une discrète progression arthrosique a été notée chez 2 chiens.	Aucune complication n'a été observée lors de cette étude.

Etude	Type de greffon ou de ligament synthétique	Type d'implantation	Dispositif de fixation	Nombre d'animaux	Poids moyen (kg)	Durée de suivi	Méthode d'évaluation
(Biskup et Conzemius, 2020)	Allogreffe acellulaire de tendon du fléchisseur profond des doigts	Anatomique	Vis d'interférence	20	34,9 ± 7,7	12 ± 1 mois	Questionnaires, plateau de marche, examens arthroscopiques
(Johnson et Conzemius, 2022)	Ligament synthétique PET tressé et traité avec un polymère à base de citrate	Anatomique	Vis d'interférence et rondelles crantées	9	32,0 ± 2,3	6 mois	Questionnaires, plateau de marche, examens radiographiques et arthroscopiques

Etude	Résultats fonctionnels	Complications
(Biskup et Conzemius, 2020)	Seul 45 % des greffons utilisés ont conservés leur intégrité à l'issue de l'étude, la totalité des chiens avec des greffons intègres ont présenté des résultats fonctionnels satisfaisants, alors que seulement 40 % de résultats fonctionnels satisfaisants ont été mis en évidence lorsqu'une rupture de greffon survenait.	Rupture du greffon (n = 10), infections du site chirurgical (n = 3).
(Johnson et Conzemius, 2022)	Amélioration des résultats fonctionnels au cours de l'étude chez l'ensemble des chiens, avec une évaluation par les propriétaires augmentées de 51,7 % et une amélioration de l'asymétrie de la démarche de 86 %.	Rupture partielle du ligament synthétique (n = 4), rupture totale du ligament synthétique (n = 3), infection du site chirurgical (n = 1).

Tableau 4 : Tableau synthétique présentant les caractéristiques des différentes études expérimentales présentes dans la littérature vétérinaire

Etude	Type de greffon ou de ligament synthétique	Type d'implantation	Dispositif de fixation	Nombre d'animaux	Poids moyen (kg)	Durée de suivi	Méthode d'évaluation
(Meyers et al., 1979)	Ligaments synthétiques PET, monofilament de polypropylène et PTFE	Anatomique	Sutures	12 (5 opérés bilatéralement)	[20 ; 35]	5 mois	Evaluations cliniques et nécropsiques, examens cytologiques
(Hulse et al., 1980)	Greffe autologue de type OTTm	Non anatomique	Sutures	16	[18 ; 27]	24 semaines	Evaluations cliniques, visuelles et nécropsiques et examens histologiques
(Hulse et al., 1983)	Greffe autologue de type OTTm	Non anatomique	Sutures	15 (30 grassets)	nr	26 semaines	Evaluations cliniques et tests mécaniques post-mortem
(Arnoczky et al., 1986)	Ligament synthétique PTFE tressé	Non anatomique	Sutures	21	[20 ; 30]	12 mois	Evaluations cliniques et nécropsiques, examens histologiques
(Montgomery et al., 1988)	Xénogreffe de tendon bovin traité au glutaraldéhyde	Anatomique et non anatomique	Sutures et agrafes orthopédiques	11 (technique de Paatsama) 12 (OTT) 12 (mixtes)	29,2	12 mois	Evaluation cliniques et nécropsiques
(Vasseur et al., 1996)	Leeds-Keio (PET) et autogreffe de <i>fascia lata</i>	Anatomique	Vis d'interférence	8	[25 ; 30]	3 mois	Evaluations nécropsiques, tests mécaniques et examens histologiques
(Lopez et al., 2003)	Greffe de type HT renforcé avec une suture résorbable en lacet chinois	Anatomique	Agrafes orthopédiques	4	26,3 ± 1,6	52 semaines	Evaluations visuelles, plateau de marche et examens radiographiques, arthroscopiques, et histologiques

Etude	Résultats fonctionnels	Complications
(Meyers <i>et al.</i>, 1979)	Croissance de tissus autologues sur les ligaments synthétique mais résultats mécaniques insuffisants avec seulement 41 % d'implants intègres à l'issue de l'étude.	Rupture totale du ligament synthétique (n = 7), rupture partielle du ligament synthétique (n = 2), infection du site chirurgical (n = 1).
(Hulse <i>et al.</i>, 1980)	Les résultats cliniques sont satisfaisants pour 2 chiens sur 4 à 4 semaines, 7 chiens sur 8 à 8 semaines et pour tous les chiens à 24 semaines. Les observations histologiques et macroscopiques des greffons font état de la conservation de leur intégrité dans tous les cas, ainsi que d'une infiltration progressive par un tissu conjonctif.	Présence de crépitements d'origine indéterminée en fin d'extension du grasset chez tous les chiens à 8 semaines et chez 1 chien sur 4 à 24 semaines.
(Hulse <i>et al.</i>, 1983)	Augmentation de l'amplitude du signe du tiroir direct à 4 semaines suivi d'une diminution progressive avec d'un retour à des valeurs semblables au post-opératoire immédiat à 26 semaines.	nr
(Arnoczky <i>et al.</i>, 1986)	Résultats fonctionnels satisfaisants malgré une instabilité articulaire ainsi qu'un étirement des prothèses objectivables à partir de 3 mois post-opératoire. Les observations histologiques font état d'une croissance de tissus autologues sur les prothèses avec une encapsulation synoviale, une infiltration fibroblastique ainsi qu'un dépôt anarchique de fibres collagéniques.	nr
(Montgomery <i>et al.</i>, 1988)	Les observations nécropsiques font état lors d'implantation par tunnels osseux d'un taux de rupture du greffon dans 91,3 % des cas, contre seulement 16,7 % des cas lors d'implantation selon l'OTT.	nr
(Vasseur <i>et al.</i>, 1996)	Résultats fonctionnels et mécaniques insatisfaisants avec l'apparition d'une boiterie franche chez tous les chiens opérés, ainsi qu'une charge maximale soutenue par les prothèses à 3 mois de seulement 6,6 % de celle soutenue par le LCCr controlatéral.	Présence sur le ménisque médial de lésions en anse de sceau (3) et de lésions superficielles (sur les 5 autres), ruptures totales de prothèses (5).
(Lopez <i>et al.</i>, 2003)	Résultats fonctionnels satisfaisants chez la totalité des chiens et observations histologiques faisant état d'un néo-ligament mature, vascularisé et présentant une encapsulation synoviale à 52 semaines.	Lésion méniscale médiale superficielle (1).

Etude	Type de greffon ou de ligament synthétique	Type d'implantation	Dispositif de fixation	Nombre d'animaux	Poids moyen (kg)	Durée de suivi	Méthode d'évaluation
(Van Den Brink, 2014)	Ligament synthétique LARS	Anatomique	Vis d'interférence	8	nr	nr	Tests mécaniques et examens radiographiques <i>ex vivo</i>
(Cook <i>et al.</i>, 2017)	Allogreffe de type QTIB	Anatomique	Boutons chirurgicaux	10	[21,5 ; 28]	6 mois	Evaluations cliniques, tests mécaniques, examens radiographiques, arthroscopiques et histologiques
(Omini <i>et al.</i>, 2018)	Ligament synthétique tressé en PET	Non anatomique	Vis hélicoïdales en acier inoxydable	12	[26 ; 45]	nr	Evaluation d'un protocole chirurgical <i>ex-vivo</i>
(Prada <i>et al.</i>, 2018)	Ligament synthétique en polyamide ou en polyester	Non anatomique	Différents types de boutons chirurgicaux	18	22,72 ± 8,29	30 jours	Evaluations cliniques et examens radiographiques
(Barnhart <i>et al.</i>, 2019)	Ligament synthétique avec un cœur multi fasciculaire d'UHMWPET poreux enveloppé par une gaine de PTFE tressé	Anatomique	Différentes vis d'interférence et rondelles crantées	32 fémurs et 22 tibias	[22 ; 45]	nr	Tests mécaniques <i>ex vivo</i>
(Blanc <i>et al.</i>, 2019)	Ligament synthétique d'UHMWPET	Anatomique	Vis d'interférence en titane	17	[25 ; 35]	nr	Tests mécaniques <i>ex vivo</i>

Etude	Résultats fonctionnels	Complications
(Van Den Brink, 2014)	La pose d'un ligament LARS permet d'éliminer le signe du tiroir mais entraîne un discret déplacement crânial du plateau tibial.	nr
(Cook et al., 2017)	Résultats fonctionnels et mécaniques satisfaisants dans la totalité des cas et examen histologiques et arthroscopiques faisant état de la conservation de l'intégrité des greffons sur la durée de l'étude, d'une encapsulation synoviale et d'une cicatrisation directe (avec une architecture caractéristique en 4 zones) de l'interface entre le greffon et le tissu osseux dans la majorité des zones.	Discrète synovite locale (10).
(Omini et al., 2018)	La technique d'implantation proposée est réalisable <i>ex-vivo</i> et ne pose pas de difficultés per-opératoires particulières.	Aucune complications per-opératoires n'a pu être mise en évidence pendant cette étude <i>ex-vivo</i> .
(Prada et al., 2018)	Résultats fonctionnels satisfaisant dans 67 % des cas avec une supériorité lors de l'utilisation d'une prothèse en polyester par rapport à une prothèse en nylon.	Rupture d'implant (3), contracture du muscle quadriceps fémoral suivie d'une boiterie sans appui (2), infection du site opératoire (1).
(Barnhart et al., 2019)	La résistance mécanique maximale en traction était supérieure pour les constructions fémorales par rapport aux tibiales ainsi que pour les systèmes intégrant des rondelles crantées et pour ceux utilisant des vis d'interférence de diamètre 5 mm par rapport à celles de 4,5 mm.	nr
(Blanc et al., 2019)	<p>La résistance mécanique maximale en traction était supérieure pour les systèmes à 4 vis d'interférence par rapport aux systèmes à 3 vis d'interférence, ces derniers eux-mêmes supérieurs aux systèmes à 2 vis d'interférence.</p> <p>Les systèmes à 4 vis d'interférences ont montré des propriétés mécaniques suffisante en post-opératoire immédiat pour soutenir les forces s'exerçant lors du pas et du trot.</p>	nr

Etude	Type de greffon ou de ligament synthétique	Type d'implantation	Dispositif de fixation	Nombre d'animaux	Poids moyen (kg)	Durée de suivi	Méthode d'évaluation
(Zhi <i>et al.</i>, 2019)	Ligament synthétique PET et hybride PET/soie	Anatomique	Vis d'interférence et boutons chirurgicaux	14	[9,5 ; 11]	6 mois	Evaluation clinique, tests mécaniques et examens histologiques
(Smith <i>et al.</i>, 2020)	Allogreffe de type QTIB et autogreffe de type BTB	Anatomique	Boutons chirurgicaux et vis d'interférence	10	nr	2 ans et 6 mois	Evaluations cliniques, tests mécaniques, examen radiographiques et histologiques

Etude	Résultats fonctionnels	Complications
(Zhi <i>et al.</i>, 2019)	<p>Récupération fonctionnelle satisfaisante dans tous les cas, les résistances mécaniques maximales en traction des ligaments synthétiques PET et hybrides PET/soie ne montrent pas de différence significative.</p> <p>Les résultats histologiques font état d'une meilleure cicatrisation ainsi qu'un dépôt de collagène et une infiltration fibroblastique plus importante avec les ligaments synthétiques hybrides PET/soie par rapport aux ligaments PET.</p>	Aucune complication n'a été observée lors de cette étude.
(Smith <i>et al.</i>, 2020)	<p>Récupération clinique et résultats fonctionnels supérieurs à 6 mois pour la technique QTIB par rapport à la technique BTB.</p> <p>Les résultats histologiques cependant ne font état d'aucune différence significative en termes d'intégration biologique des greffons.</p>	nr

2. Intérêts des techniques de stabilisation intra-articulaire

a. Abord mini-invasif

Les techniques de référence actuelles en médecine vétérinaire sont les ostéotomies. La TPLO et la TTA sont des procédures de stabilisation dynamique permettant d'annuler la PTC, elles ont depuis longtemps prouvé leur efficacité dans le contexte de la RLCCr chez l'espèce canine (Krotscheck *et al.*, 2016 ; Miller *et al.*, 2023 ; Moore *et al.*, 2020 ; Voss *et al.*, 2008). Cependant, puisqu'elles sont basées sur une ostéotomie, il n'est pas possible de développer des voies d'abord en mini-invasif. Or, l'abord mini-invasif possède de nombreux avantages puisqu'il s'accompagne d'une diminution des lésions chirurgicales, en particulier du risque de lésions iatrogènes des faisceaux vasculo-nerveux, et donc d'une amélioration de la récupération ainsi qu'une diminution de la douleur en post-opératoire.

Les techniques de stabilisation intra-articulaire se prêtent bien à ces voies d'abord mini-invasives, avec des possibilités d'implantation de prothèse ligamentaire sous assistance arthroscopique qui commencent à voir le jour en médecine vétérinaire (Cook *et al.*, 2017 ; Figure 29).

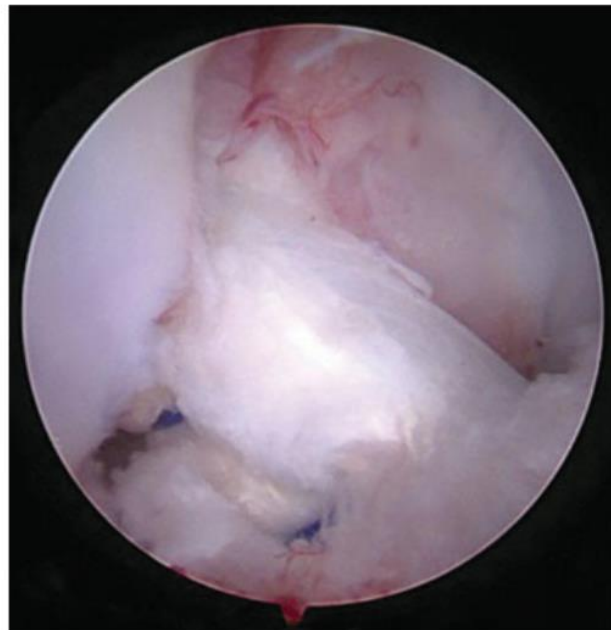


Figure 29 : Image arthroscopique peropératoire lors de la pose d'une greffe de type QTIB (Cook *et al.*, 2017)

De plus, en médecine vétérinaire, l'examen arthroscopique a montré sa supériorité dans le diagnostic et le traitement des lésions méniscales (Plesman *et al.*, 2013), fréquemment concomitantes à la RLCCr dans l'espèce canine (Laube et Kerstetter, 2021). Il est donc théoriquement possible de réaliser une prise en charge globale de la RLCCr chez le chien en abord mini-invasif, et compte tenu des intérêts théoriques majeurs que cela représente, il est probable que ce type de prise en charge fasse l'objet de publications futures.

b. Respect de la physiologie articulaire et intégration biologique

Dans le cadre de la RLCCr, il n'est pas incohérent de penser l'articulation comme un organe à part entière, souffrant des conséquences d'une pathologie systémique dégénérative. Cette vision de l'articulation comme un organe met en exergue l'importance du respect de sa physiologie afin de maintenir une certaine homéostasie permettant à l'articulation de continuer à remplir son rôle. On comprend alors pourquoi l'instabilité engendrée la RLCCr conduit à un développement arthrosique extrêmement rapide, avec des manifestations déjà visualisables dès trois à quatre semaines (Marino et Loughin, 2010). La stabilisation d'une articulation est donc capitale pour sa santé et dans un contexte de RLCCr, la technique de stabilisation mise en place doit permettre de recréer au plus proche les caractéristiques mécaniques du LCCr natif.

Les techniques de stabilisation dynamique ont pour principe de rétablir la stabilité du grasset en annulant la PTC, principale force déstabilisatrice du grasset lors de RLCCr. Cette PTC et la subluxation crâniale qui en découle n'est malheureusement pas le seul mouvement anormal apparaissant lors de RLCCr. En effet, le grasset présente alors également une instabilité en rotation interne ainsi qu'en hyperextension, et aucune de ces deux instabilités n'est prise en compte dans les techniques de stabilisation dynamique. Malgré la mise en place d'une TPLO ou d'une TTA, une instabilité articulaire persistera malgré tout et sera à l'origine d'une progression plus ou moins lente des processus arthrosiques (Hurley *et al.*, 2007 ; Rayward *et al.*, 2004).

Les premières techniques intra-articulaires n'ont initialement pas permis le respect de cette physiologie non plus, expliquant en partie leurs échecs. En particulier, les premiers ligaments synthétiques mis en place, du fait de leur faible résistance aux forces de frottements, se désagrégeaient et pouvaient libérer des substances phlogogènes au sein de la capsule articulaire, voire même dans certains cas, des substances toxiques ayant des conséquences systémiques (Lesić *et al.*, 1995). Les nouveaux matériaux utilisés dans les prothèses plus récentes sont des dérivés de l'industrie pétrochimique, présentant une bonne résistance mécanique (Goin *et al.*, 2022) et théoriquement inerte pour les tissus vivants, ils permettent donc un bien meilleur respect de la physiologie articulaire.

En ce sens, l'utilisation d'allogreffe ou d'autogreffe permet également des modifications minimales de la physiologie articulaire. Cependant, en l'état actuel des connaissances, les techniques utilisant l'autogreffe de manière isolée se heurtent à l'absence chez le chien de greffon ayant des propriétés mécaniques suffisantes sans que leur prélèvement n'induisse de conséquences fonctionnelles délétères (Arnoczky *et al.*, 1979 ; Biskup et Conzemius, 2020 ; Montgomery *et al.*, 1988 ; Paatsama, 1952). Les techniques d'allogreffes résolvent ce problème mais en créent un nouveau : la disponibilité. La RLCCr est une affection majeure en orthopédie vétérinaire et dans tout centre présentant une activité chirurgicale orthopédique, sa prise en charge est courante, pour ne pas dire quotidienne. Le recours à des techniques d'allogreffes en routine impliquerait donc la constitution de banque de greffons.

Dans les deux cas, les greffons sont soumis dans les premières semaines post-implantation à des phénomènes de remodelage induisant une diminution des caractéristiques mécaniques de ces greffons, maximale aux environs de quatre semaines post-opératoires (Hulse *et al.*, 1983, 1980). Ces greffons ont besoin de plusieurs semaines avant de connaître une augmentation progressive de leur résistance mécanique, secondaire à la croissance de tissu autologue sur la prothèse (Arnoczky *et al.*, 1986 ; Meyers *et al.*, 1979).

A l'inverse, les ligaments synthétiques, bien que disposant de résistances mécaniques supérieures au LCCr natif, rencontrent des problèmes d'usure progressive diminuant en parallèle leur capacité mécanique, jusqu'à une potentielle rupture.

Une solution mise en avant par certains chirurgiens repose sur la mise en place d'un système favorisant l'intégration biologique de la prothèse. Dans un tel système, le ligament synthétique assurerait l'essentiel de la contention mécanique sur les premières semaines ou mois post-opératoire, en servant de support au développement de tissu autologue qui finirait par prendre en importance et par venir soulager le ligament synthétique d'une partie des contraintes auquel il est soumis. Certaines études décrivent par exemple l'utilisation en synergie d'une prothèse synthétique et d'un greffon autologue ou allogénique avec des résultats très encourageants (Cook *et al.*, 2017 ; Figure 30).

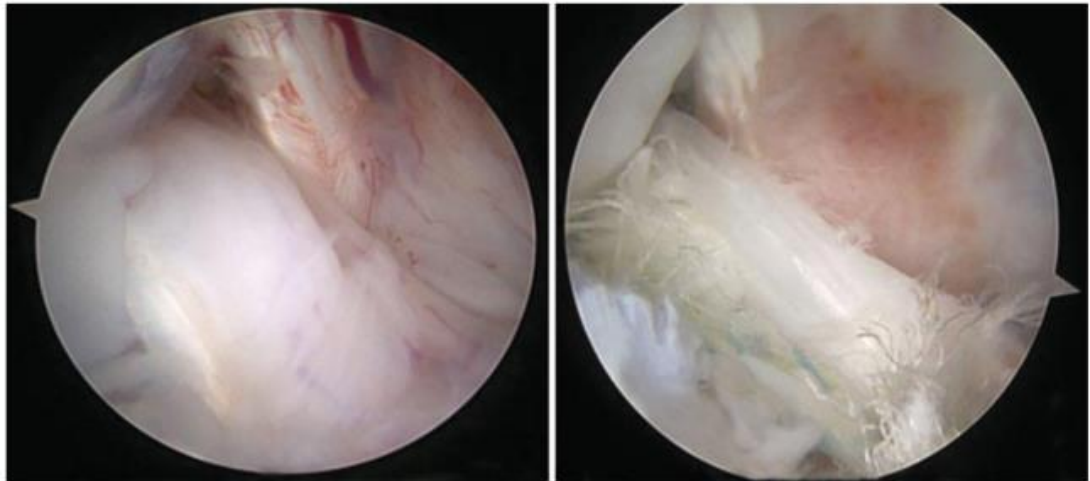


Figure 30 : Images arthroscopiques d'un montage de type QTIB à 6 mois post-opératoire, mettant en évidence des restes encore visible du ligament synthétique ainsi qu'un greffon en bon état (Cook *et al.*, 2017)

D'autres études testent l'adjonction au ligament synthétique d'une gaine présentant une porosité marquée afin d'améliorer la prolifération de tissus autologues (Barnhart *et al.*, 2016). L'ajout de soie au ligament a aussi été tentée par Zhi *et al.* (Zhi *et al.*, 2019) avec des résultats mécaniques satisfaisants ainsi qu'une intégration biologique améliorée, avec une prolifération de tissus autologues bien plus marquée, une infiltration fibroblastique ainsi qu'un important dépôt de fibres de collagène sur le ligament contenant de la soie.

c. Récupération fonctionnelle optimale

Afin de permettre une récupération fonctionnelle optimale, la technique de stabilisation utilisée doit permettre de restaurer la biomécanique articulaire précédant la RLCCr. Dans cet objectif, l'implantation d'une prothèse en intra-articulaire, en lieu et place du LCCr, présente de nombreux avantages mécaniques. Le respect des empreintes du LCCr natif ainsi que du caractère isométrique permettrait en théorie de mettre en place une reconstruction quasiment anatomique, permettant l'acquisition de caractéristiques mécaniques beaucoup plus proche du LCCr natif. La preuve du concept n'en n'a néanmoins pas encore été apportée chez le chien.

3. Limites des techniques de stabilisation intra-articulaire

a. Difficulté de la reconstruction anatomique

La fonction du LCCr natif est intimement liée à son anatomie ainsi qu'à ses aires d'insertions, les attaches osseuses du LCCr étant particulièrement étendue. Afin de permettre une isométrie de la prothèse au cours du mouvement, des études biomécaniques s'intéressant à l'anatomie précise des insertions du LCCr sont nécessaires afin de permettre une planification adéquate des forages fémoraux et tibiaux.

D'autre part, le LCCr natif est scindé en deux faisceaux distincts n'étant pas soumis aux mêmes forces au cours des mouvements. Les techniques s'intéressant à reproduire cette anatomie en deux faisceaux sont décrites chez l'Homme (Iwaasa *et al.*, 2023 ; Yasuda *et al.*, 2010 ; Figure 31) mais n'ont pour l'instant pas vu le jour en médecine vétérinaire à notre connaissance.

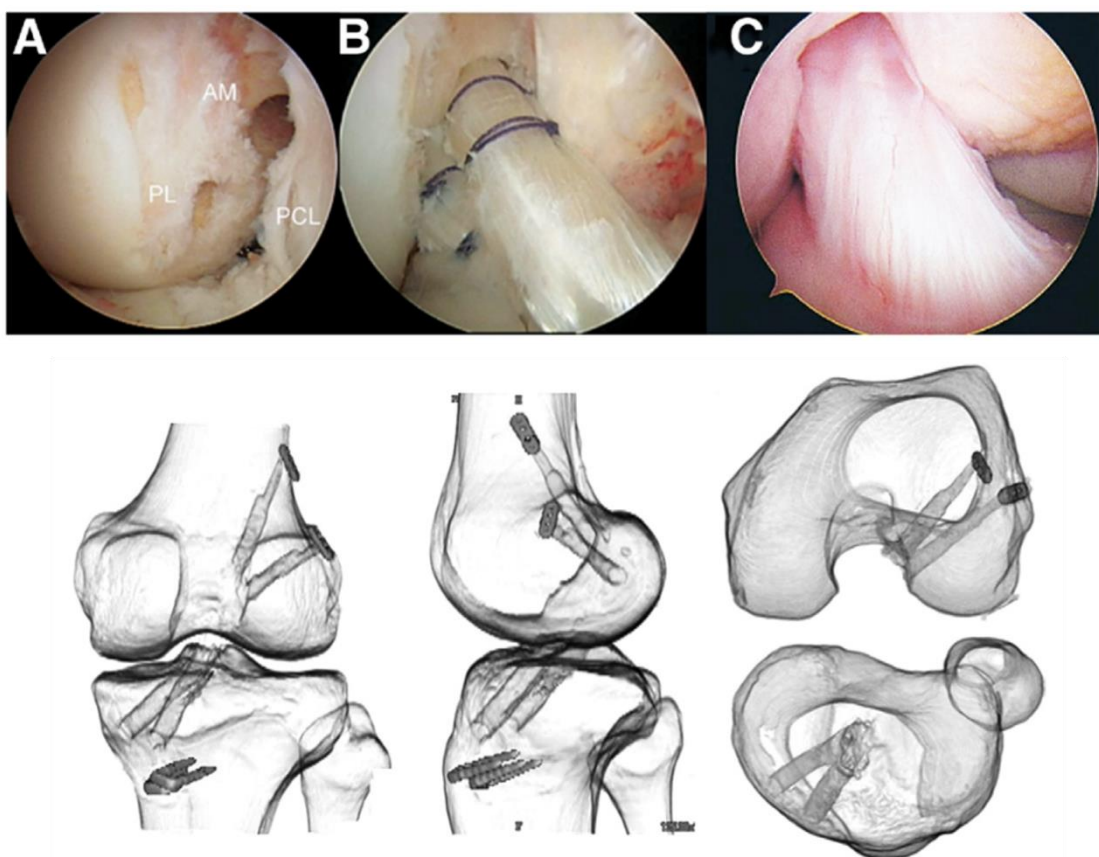


Figure 31 : Images arthroscopiques en haut mettant en évidence, chez l'Homme, la zone d'insertion fémorale du LCCr natif (A), le montage intra-articulaire en deux faisceaux en per-opératoire (B) puis à un an en post-opératoire (C). Images tomographiques en bas mettant en évidence la planification mise en place pour les forages fémoraux et tibiaux ainsi que les systèmes d'ancrage chez l'Homme (Yasuda *et al.*, 2010)

Comme nous l'avons dit précédemment, d'un point de vue théorique, si nous souhaitons tirer le maximum du potentiel stabilisateur des techniques intra-articulaires la prothèse doit répliquer au plus proche l'anatomie du LCCr natif. Pour ce faire, des études anatomiques, en particulier portant sur les zones d'insertions du LCCr, sont nécessaires afin d'améliorer les techniques préexistantes.

b. Taux de rupture et biomécanique du grasset canin

Selon Berg et al. en 2014 (Bergh *et al.*, 2014), aucune technique intra-articulaire chez l'espèce canine n'avait jusqu'alors autorisé de récupération fonctionnelle satisfaisante. Depuis, quelques études commencent à changer la tendance mais les résultats sont encore loin d'être aussi probants que ceux présentés chez l'Homme (Biskup *et al.*, 2017 ; Cook *et al.*, 2017 ; Pinna *et al.*, 2020 ; Smith *et al.*, 2020).

Chez l'espèce canine, plusieurs facteurs influencent la faillite du greffon ou du ligament synthétique. Dans un premier temps, des facteurs anatomiques individuels interviennent, tels que la taille de l'échancrure fémorale ou l'angulation du plateau tibial. Ces derniers ne peuvent pas être contrôlés directement par le chirurgien mais leurs identifications pourraient conditionner le choix de la technique de reconstruction à favoriser. La nature du greffon ou du ligament synthétique ainsi que leur préparation conduisent également à des propriétés mécaniques différentes jouant un rôle sur le risque de rupture. Finalement, la technique d'implantation ainsi que le matériel employé pour sécuriser le greffon ou le ligament synthétique au sein des tunnels osseux influencent également le risque d'endommagement.

D'un point de vue plus global, les différences de taux de réussite observées entre l'espèce canine et l'Homme, et en particulier les risques de rupture de prothèse, peuvent s'expliquer au moins en partie par la conformation particulière du grasset du chien. En effet, avec en position statique un APT moyen évalué environ quatre fois plus important que chez l'Homme ainsi qu'un angle fémoro-tibial à 135° contre 180° chez l'Homme (Todorović *et al.*, 2022 ; Weinberg *et al.*, 2017), les prothèses de LCCr subissent des contraintes constantes et proportionnellement plus importantes chez l'espèce canine par comparaison à l'Homme. Ces particularités biomécaniques spécifiques font de la stabilisation passive chez le chien un vrai défi.

c. Accessibilité et coût de la prise en charge

La mise en place des prothèses en intra-articulaire et en particulier les forages osseux, a fortiori en abord mini-invasif, sont des procédures complexes nécessitant un temps d'apprentissage ainsi qu'un matériel adapté.

Or, la RLCCr est une affection orthopédique extrêmement fréquente, qui avait coûté en 2003 aux propriétaires américains pas moins de 1,32 milliard de dollars (Wilke *et al.*, 2005). De nombreux vétérinaires non spécialistes en chirurgie se sont formés pour pouvoir la prendre en charge, par des techniques d'ostéotomie principalement, si bien que sur les 1,32 milliard précédemment cités, 87 % ont été générés par des vétérinaires ne faisant pas partie de l'ACVS (*American College of Veterinary Surgeon*).

Si cet objectif semble encore difficilement accessible à l'heure actuelle, ce point reste à nuancer. Bien que devant encore faire l'objet d'études, en particulier cliniques et à plus grande échelle, certaines techniques intra-capsulaires décrites dans la littérature vétérinaire récente montrent un potentiel d'application en pratique. En ce sens, l'étude de Pinna et al. (Pinna *et al.*, 2020), bien que se limitant au chien de petit gabarit, décrit un protocole chirurgical ne présentant pas de difficultés techniques particulières, avec un matériel ancillaire simple et un temps chirurgical comparable aux techniques d'ostéotomies actuelles.

Conclusion

Avec une prévalence globale de 2,55 % (Witsberger *et al.*, 2008) et près de 1,32 milliards de dollars dépensés par les propriétaires en 2003 pour sa prise en charge (Wilke *et al.*, 2005), la RLCCr est une pathologie d'importance centrale en orthopédie vétérinaire. Bien que son étiologie précise reste incertaine à l'heure actuelle, l'hypothèse favorisée est celle d'une origine multifactorielle, alliant des processus locaux et systémiques et entraînant progressivement la perte des propriétés mécaniques du LCCr, conduisant à sa rupture sans traumatisme associé (Comerford *et al.*, 2011 ; Doom *et al.*, 2008). La prise en charge de la RLCCr est systématiquement chirurgicale (Tikekar *et al.*, 2022).

Cette affection est avant tout un problème biomécanique d'instabilité du grasset, se traduisant principalement par un mouvement de subluxation tibiale crâniale (Arnoczky et Marshall, 1977 ; Slocum et Devine, 1983), mais également par rotation interne excessive ainsi que de par une hyperextension. Les techniques chirurgicales de référence en médecine vétérinaire à l'heure actuelle sont les ostéotomies (Montavon *et al.*, 2002 ; Slocum et Slocum, 1993), ayant pour objectif de stabiliser le grasset en modifiant ses rapports anatomiques et sa biomécanique afin d'annuler la PTC. Parmi ces techniques, la TPLO et la TTA sont considérées comme les références et présentent de très bons résultats fonctionnels ainsi que des taux de complication d'environ 20 % (Krotscheck *et al.*, 2016 ; Miller *et al.*, 2023 ; Moore *et al.*, 2020 ; Voss *et al.*, 2008).

A l'inverse, chez l'Homme ce sont les techniques de stabilisation intra-articulaire avec la reconstruction d'un néo-ligament tissulaire ou synthétique en lieu et place du LCCr natif qui sont considérées comme les techniques de référence. Notre objectif était de relever au sein de la littérature scientifique vétérinaire les avantages et inconvénients des techniques de stabilisation intra-articulaire dans l'espèce canine.

Le premier frein s'imposant rapidement est l'aspect financier. Les procédures de stabilisation intra-articulaire nécessitent une formation poussée ainsi qu'un matériel coûteux, ce qui se répercute inévitablement sur le coût de la méthode, pouvant alors être un frein à son développement ainsi qu'à sa disponibilité. Aucune étude à notre connaissance ne s'est intéressée aux coûts que pourraient représenter ces procédures, il est probable que ces projections ne soient pas pour l'instant envisageables compte tenu du manque d'appui bibliographique solide.

La conformation du grasset chez le chien induit la présence d'une PTC en station, engendrant une tension constante sur la portion antéro-médiale du LCCr (Arnoczky et Marshall, 1977 ; Slocum et Devine, 1983). Il a ainsi été particulièrement difficile de trouver des prothèses avec une résistance mécanique suffisante, et les premières études faisaient état de taux de complication et en particulier de rupture de greffon particulièrement important, jusqu'à 91,3 % avec certaines techniques (Montgomery *et al.*, 1988).

Cependant des ligaments dérivés de polyéthylène tel que les PET, les UHMWPE, ou encore les PTFE, qui présentent une résistance à la rupture en traction ainsi qu'une résistance aux forces de friction importantes (Goin *et al.*, 2022), permettent l'apparition de nouvelles techniques de stabilisation intra-articulaire. Bien qu'en 2014, aucune de ces techniques n'avait encore pu mettre en évidence de récupération fonctionnelle satisfaisante (Bergh *et al.*, 2014), des études plus récentes mettent en évidence des résultats plus prometteurs (Cook *et al.*, 2017 ; Pinna *et al.*, 2020

; Zhi *et al.*, 2019). Certaines études mettent cependant toujours en évidence un taux de complication significatif, entre 44 et 55 %, malgré l'utilisation de ces nouvelles prothèses (Barnhart *et al.*, 2016 ; Biskup et Conzemius, 2020).

Plusieurs pistes d'amélioration ont cependant été formulées. Dans un premier temps, de plus en plus de preuves s'accumulent en faveur d'une approche mini-invasive des techniques de stabilisation intra-articulaire, qui étaient jusque-là plus volontiers réalisées par arthrotomie. Un abord mini-invasif permet de diminuer les traumatismes chirurgicaux et ainsi d'améliorer la récupération post-opératoire. Il serait même possible de réaliser une prise en charge globale sous arthroscopie, cette dernière ayant également prouvée sa supériorité dans la détection et le traitement des affections méniscales (Plesman *et al.*, 2013). D'autre part, les paramètres d'implantations des greffons ou des ligaments synthétiques dans l'espèce canine doivent être précisés. En particulier, il est nécessaire d'étudier la compatibilité ainsi qu'une éventuelle supériorité entre une reconstruction anatomique et une reconstruction permettant l'isométrie de l'implant.

Finalement, une des pistes d'amélioration les plus prometteuses est l'amélioration de l'intégration biologique des prothèses (Cook *et al.*, 2017 ; Zhi *et al.*, 2019). Ce principe repose sur la conception de prothèse permettant d'une part d'offrir une résistance mécanique permettant de stabiliser l'articulation mais autorisant également sa colonisation par du tissu autologue, avec infiltration fibroblastique et dépôt de collagène (Arnoczky *et al.*, 1986 ; Meyers *et al.*, 1979). L'intégration biologique permettrait donc de venir compenser une perte de résistance mécanique du ligament synthétique par un transfert de charge vers un néo-ligament autologue permettant ensuite une répartition des charges afin d'assurer la pérennité du montage dans le temps.

En conclusion, malgré certaines limites empêchant leur utilisation à plus grande échelle à l'heure actuelle, les techniques de stabilisation intra-articulaire présentent des intérêts marqués ainsi que des perspectives prometteuses. Des études complémentaires sont nécessaires, en particulier sur les aspects de reconstruction anatomique et d'intégration biologiques.

Liste des références bibliographiques

- ABEBE, E.S., KIM, J.-P., UTTURKAR, G.M., *et al.* (2011) The effect of femoral tunnel placement on ACL graft orientation and length during in vivo knee flexion. *Journal of Biomechanics* vol. 44, n° 10, p. 1914-1920. [<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.030>]
- ADAMS, P., BOLUS, R., MIDDLETON, S., *et al.* (2011) Influence of signalment on developing cranial cruciate rupture in dogs in the UK. *Journal of Small Animal Practice* vol. 52, n° 7, p. 347-352. [<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2011.01073.x>]
- AGOSTINHO, F.S., RAHAL, S.C., MIQUELETO, N.S.M.L., *et al.* (2011) Kinematic analysis of Labrador Retrievers and Rottweilers trotting on a treadmill. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 24, n° 03, p. 185-191. [<https://doi.org/10.3415/VCOT-10-03-0039>]
- ALLAITH, S., TEW, S.R., HUGHES, C.E., *et al.* (2021) Characterisation of key proteoglycans in the cranial cruciate ligaments (CCLs) from two dog breeds with different predispositions to CCL disease and rupture. *The Veterinary Journal* vol. 272, p. 105657. [<https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2021.105657>]
- AMIEL, D., KLEINER, J.B., ROUX, R.D., *et al.* (1986) The phenomenon of "Ligamentization": Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon. *Journal of Orthopaedic Research* vol. 4, n° 2, p. 162-172. [<https://doi.org/10.1002/jor.1100040204>]
- ANDERSON, C.C., TOMLINSON, J.L., DALY, W.R., *et al.* (1998) Biomechanical Evaluation of a Crimp Clamp System for Loop Fixation of Monofilament Nylon Leader Material Used for Stabilization of the Canine Stifle Joint. *Veterinary Surgery* vol. 27, n° 6, p. 533-539. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.1998.tb00528.x>]
- ARNOCZKY, S., MARSHALL, J. (1977) The cruciate ligaments of the canine stifle: an anatomical and functional analysis. *American Journal of Veterinary Research* vol. 38, n° 11, p. 1807-1814.
- ARNOCZKY, S.P. (1988) The cruciate ligaments: the enigma of the canine stifle. *Journal of Small Animal Practice* vol. 29, n° 2, p. 71-90. [<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.1988.tb02267.x>]
- ARNOCZKY, S.P., TARVIN, G.B., MARSHALL, J.L., *et al.* (1979) The over-the-top procedure: a technique for anterior cruciate ligament substitution in the dog. *Journal of the American Animal Hospital Association* vol. 15, p. 283-290.
- ARNOCZKY, S.P., WARREN, R.F., MINEI, J.P. (1986) Replacement of the anterior cruciate ligament using a synthetic prosthesis: An evaluation of graft biology in the dog. *The American Journal of Sports Medicine* vol. 14, n° 1, p. 1-6. [<https://doi.org/10.1177/036354658601400101>]
- AU, K.K., GORDON-EVANS, W.J., DUNNING, D., *et al.* (2010) Comparison of short- and long-term function and radiographic osteoarthritis in dogs after postoperative physical rehabilitation and tibial plateau leveling osteotomy or lateral fabellar suture stabilization. *Veterinary Surgery* vol. 39, n° 2, p. 173-180. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00628.x>]
- BAIRD, A.E.G., CARTER, S.D., INNES, J.F., *et al.* (2014) Genetic basis of cranial cruciate ligament rupture (CCLR) in dogs. *Connective Tissue Research* vol. 55, n° 4, p. 275-281. [<https://doi.org/10.3109/03008207.2014.910199>]
- BANWELL, M.N., KERWIN, S.C., HOSGOOD, G., *et al.* (2005) In Vitro Evaluation of the 18 and 36 kg Securos Cranial Cruciate Ligament Repair System™. *Veterinary Surgery* vol. 34, n° 3, p. 283-288. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950x.2005.00042.x>]
- BARNHART, M., BUFKIN, B., LITSKY, A. (2019) Biomechanical Comparison of Four Methods of Fixation of a Polymeric Cranial Cruciate Ligament in the Canine Femur and Tibia. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 32, n° 02, p. 112-116. [<https://doi.org/10.1055/s-0038-1676460>]
- BARNHART, M., MARITATO, K., SCHANKERELI, K., *et al.* (2016) Evaluation of an intra-articular synthetic ligament for treatment of cranial cruciate ligament disease in dogs: a six-month

- prospective clinical trial. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 29, n° 06, p. 491-498. [<https://doi.org/10.3415/VCOT-15-12-0206>]
- BELLUMORI, T.P., FAMULA, T.R., BANNASCH, D.L., *et al.* (2013) Prevalence of inherited disorders among mixed-breed and purebred dogs: 27,254 cases (1995–2010). *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 242, n° 11, p. 1549-1555. [<https://doi.org/10.2460/javma.242.11.1549>]
- BERGH, M.S., SULLIVAN, C., FERRELL, C.L., *et al.* (2014) Systematic Review of Surgical Treatments for Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs. *Journal of the American Animal Hospital Association* vol. 50, n° 5, p. 315-321. [<https://doi.org/10.5326/JAAHA-MS-6356>]
- BISKUP, J.J., BALOGH, D.G., SCOTT, R.M., *et al.* (2017) Long-term outcome of an intra-articular allograft technique for treatment of spontaneous cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Veterinary Surgery* vol. 46, n° 5, p. 691-699. [<https://doi.org/10.1111/vsu.12653>]
- BISKUP, J.J., CONZEMIUS, M.G. (2020) Long-term arthroscopic assessment of intra-articular allografts for treatment of spontaneous cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Veterinary Surgery* vol. 49, n° 4, p. 764-771. [<https://doi.org/10.1111/vsu.13379>]
- BISKUP, J.J., GRIFFON, D.J. (2014) Technical Difficulties During the Training Phase for Tightrope® and Percutaneous Lateral Fabellar Suture Techniques for Cranial Cruciate Ligament Repair. *Veterinary Surgery* vol. 43, n° 3, p. 347-354. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2014.12113.x>]
- BLANC, Q., GOIN, B., RAFAEL, P., *et al.* (2019) Effect of the number of interference screws for the fixation of an intra-articular cranial cruciate ligament prosthesis in dogs: Biomechanical study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* vol. 22, Suppl. 1, p. S102-S104. [<https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1713496>]
- BLEEDORN, J.A., GREUEL, E.N., MANLEY, P.A., *et al.* (2011) Synovitis in Dogs with Stable Stifle Joints and Incipient Cranial Cruciate Ligament Rupture: A Cross-Sectional Study. *Veterinary Surgery* vol. 40, n° 5, p. 531-543. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2011.00841.x>]
- BLOND, L., THRALL, D.E., ROE, S.C., *et al.* (2008) Diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging for meniscal tears in dogs affected with naturally occurring cranial cruciate ligament rupture. *Veterinary Radiology & Ultrasound* vol. 49, n° 5, p. 425-431. [<https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.2008.00401.x>]
- BOGE, G.S., MOLDAL, E.R., DIMOPOULOU, M., *et al.* (2019) Breed susceptibility for common surgically treated orthopaedic diseases in 12 dog breeds. *Acta Veterinaria Scandinavica* vol. 61, n° 1, p. 19. [<https://doi.org/10.1186/s13028-019-0454-4>]
- BRANDT, K.D. (1991) Transection of the anterior cruciate ligament in the dog: a model of osteoarthritis. *Seminars in Arthritis and Rheumatism* vol. 21, n° 3, p. 22-32. [[https://doi.org/10.1016/0049-0172\(91\)90037-Z](https://doi.org/10.1016/0049-0172(91)90037-Z)]
- BRUCE, W.J., ROSE, A., TUKE, J., *et al.* (2007) Evaluation of the Triple Tibial Osteotomy. A new technique for the management of the canine cruciate-deficient stifle. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 20, n° 03, p. 159-168. [<https://doi.org/10.1160/VCOT-06-06-0054>]
- BUOTE, N., FUSCO, J., RADASCH, R. (2009) Age, Tibial Plateau Angle, Sex, and Weight as Risk Factors for Contralateral Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Labradors. *Veterinary Surgery* vol. 38, n° 4, p. 481-489. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2009.00532.x>]
- CAROBBI, B., NESS, M.G. (2009) Preliminary study evaluating tests used to diagnose canine cranial cruciate ligament failure. *Journal of Small Animal Practice* vol. 50, n° 5, p. 224-226. [<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2008.00723.x>]
- CHILDERS, HE. (1966) New method for cruciate repair. *Modern Veterinary Practice* vol. 47, n°13, p. 52-60
- CHRISTOPHER, S.A., BEETEM, J., COOK, J.L. (2013) Comparison of Long-Term Outcomes Associated With Three Surgical Techniques for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs. *Veterinary Surgery* vol. 42, n° 3, p. 329-334. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2013.12001.x>]

- CLEMENTS, D.N., CARTER, S.D., INNES, J.F., *et al.* (2008) Gene expression profiling of normal and ruptured canine anterior cruciate ligaments. *Osteoarthritis and Cartilage* vol. 16, n° 2, p. 195-203. [<https://doi.org/10.1016/j.joca.2007.06.013>]
- COETZEE, G.L., LUBBE, A.M. (1995) A Prospective Study Comparing Two Fascial Reconstruction Techniques to Stabilise the Cranial Cruciate Deficient Stifle in the Dog. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 08, n° 02, p. 82-90. [<https://doi.org/10.1055/s-0038-1632434>]
- COMERFORD, E.J., SMITH, K., HAYASHI, K. (2011) Update on the aetiopathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 24, n° 02, p. 91-98. [<https://doi.org/10.3415/VCOT-10-04-0055>]
- COMERFORD, E.J., TARLTON, J.F., WALES, A., *et al.* (2006) Ultrastructural Differences in Cranial Cruciate Ligaments from Dogs of Two Breeds with a Differing Predisposition to Ligament Degeneration and Rupture. *Journal of Comparative Pathology* vol. 134, n° 1, p. 8-16. [<https://doi.org/10.1016/j.jcpa.2005.06.004>]
- CONZEMIUS, M.G., EVANS, R.B., BESANCON, M.F., *et al.* (2005) Effect of surgical technique on limb function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 226, n° 2, p. 232-236. [<https://doi.org/10.2460/javma.2005.226.232>]
- COOK, J., SMITH, P., STANNARD, J., *et al.* (2017) A Canine Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Model for Study of Synthetic Augmentation of Tendon Allografts. *The Journal of Knee Surgery* vol. 30, n° 07, p. 704-711. [<https://doi.org/10.1055/s-0036-1597618>]
- COOK, J.L., LUTHER, J.K., BEETEM, J., *et al.* (2010) Clinical Comparison of a Novel Extracapsular Stabilization Procedure and Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs. *Veterinary Surgery* vol. 39, n° 3, p. 315-323. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2010.00658.x>]
- COOK, S.R., CONZEMIUS, M.G., MCCUE, M.E., *et al.* (2020) SNP-based heritability and genetic architecture of cranial cruciate ligament rupture in Labrador Retrievers. *Animal Genetics* vol. 51, n° 5, p. 824-828. [<https://doi.org/10.1111/age.12978>]
- CORNER, E.M. (1914) The exploration of the knee-joint: With some illustrative cases. *British Journal of Surgery* vol. 2, n° 6, p. 191-204. [<https://doi.org/10.1002/bjs.1800020603>]
- CORR, S.A., BROWN, C. (2007) A comparison of outcomes following tibial plateau levelling osteotomy and cranial tibial wedge osteotomy procedures. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 20, n° 04, p. 312-319. [<https://doi.org/10.1160/VCOT-07-02-0013>]
- DABIRRAHMANI, D., CHRISTOPHER HOGG, M., WALKER, P., *et al.* (2013) Comparison of isometric and anatomical graft placement in synthetic ACL reconstructions: a pilot study. *Computers in Biology and Medicine* vol. 43, n° 12, p. 2287-2296. [<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2013.10.008>]
- DANDY, D.J. (1996) Historical overview of operations for anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* vol. 3, n° 4, p. 256-261. [<https://doi.org/10.1007/BF01466629>]
- DE ANGELIS, M., LAU, RE. (1970) A lateral retinacular imbrication technique for the surgical correction of anterior cruciate ligament rupture in the dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association* n° 157:79.
- DECAMP, C.E., JOHNSTON, S.A., DÉJARDIN, L.M., *et al.* (2016) The stifle joint. In *Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair*. 5th edition. St Louis, Elsevier, p. 597-669. [<https://doi.org/10.1016/B978-1-4377-2364-9.00027-6>]
- DELLA VALLE, G., CATERINO, C., ARAGOSA, F., *et al.* (2021) Outcome after Modified Maquet Procedure in dogs with unilateral cranial cruciate ligament rupture: Evaluation of recovery limb function by use of force plate gait analysis. *PLoS One* vol. 16, n° 8, p. e0256011. [<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256011>]
- DENNY, H.R., BARR, A.R.S. (1987) A further evaluation of the 'over-the-top' technique for anterior cruciate ligament replacement in the dog. *Journal of Small Animal Practice* vol. 28, n° 8, p. 681-686. [<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.1987.tb01284.x>]

- DENNY, H.R., BARR, A.R.S. (1984) An evaluation of two 'Over the Top' techniques for anterior cruciate ligament replacement in the dog. *Journal of Small Animal Practice* vol. 25, n° 12, p. 759-769. [<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.1984.tb00446.x>]
- DERICKS, G. (1995) Ligament advanced reinforcementsystem anterior cruciate ligament reconstruction. *Operative Techniques in Sports Medicine* vol. 3, n° 3, p. 187-205. [[https://doi.org/10.1016/S1060-1872\(95\)80009-3](https://doi.org/10.1016/S1060-1872(95)80009-3)]
- DICKINSON, C.R., NUNAMAKER, D.M. (1977) Repair of ruptured anterior cruciate ligament in the dog: experience in 101 cases, using a modified fascia strip technique. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 170, n° 8, p. 827-830.
- DOOM, M., DE BRUIN, T., DE ROOSTER, H., *et al.* (2008) Immunopathological mechanisms in dogs with rupture of the cranial cruciate ligament. *Veterinary Immunology and Immunopathology* vol. 125, n° 1-2, p. 143-161. [<https://doi.org/10.1016/j.vetimm.2008.05.023>]
- DÖRING, A.-K., JUNGINGER, J., HEWICKER-TRAUTWEIN, M. (2018) Cruciate ligament degeneration and stifle joint synovitis in 56 dogs with intact cranial cruciate ligaments: Correlation of histological findings and numbers and phenotypes of inflammatory cells with age, body weight and breed. *Veterinary Immunology and Immunopathology* vol. 196, p. 5-13. [<https://doi.org/10.1016/j.vetimm.2017.12.006>]
- DUERR, F.M., DUNCAN, C.G., SAVICKY, R.S., *et al.* (2007) Risk factors for excessive tibial plateau angle in large-breed dogs with cranial cruciate ligament disease. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 231, n° 11, p. 1688-1691. [<https://doi.org/10.2460/javma.231.11.1688>]
- DULISCH, M.L. (1981) Suture reaction following extra-articular stifle stabilization in the dog. I. A retrospective study of 161 stifles. *Journal of the American Animal Hospital Association* vol. 17, n° 4, p. 569-571.
- DUVAL, J.M., BUDSBERG, S.C., FLO, G.L., *et al.* (1999) Breed, sex, and body weight as risk factors for rupture of the cranial cruciate ligament in young dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 215, n° 6, p. 811-4.
- EMERY, M.A., ROSTRUP, O. (1960) Repair of the anterior cruciate ligament with 8mm, tube teflon in dogs. *Canadian Journal of Surgery* vol. 4, p. 111-115.
- ERNE, J.B., GORING, R.L., KENNEDY, F.A., *et al.* (2009) Prevalence of lymphoplasmacytic synovitis in dogs with naturally occurring cranial cruciate ligament rupture. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 235, n° 4, p. 386-390. [<https://doi.org/10.2460/javma.235.4.386>]
- EVANS, H.E., MILLER, M.E. (2013) Miller's anatomy of the dog, 4th Edition. St. Louis, Elsevier.
- EVERS, J.S., KIM, S.E., JOHNSON, M.D., *et al.* (2023) Accuracy of needle arthroscopy for the diagnosis of medial meniscal tears in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Veterinary Surgery* vol. 52, n° 6, p. 820-826. [<https://doi.org/10.1111/vsu.13828>]
- FITCH, R.B., WILSON, E.R., HATHCOCK, J.T., *et al.* (1997) Radiographic, computed tomographic and magnetic resonance imaging evaluation of a chronic long digital extensor tendon avulsion in a dog. *Veterinary Radiology & Ultrasound* vol. 38, n° 3, p. 177-181. [<https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.1997.tb00836.x>]
- FLO, G.L. (1975) Modification of the lateral retinacular imbrication technique for stabilizing cruciate ligament injuries. *Journal of the American Animal Hospital Association* vol. 11, n°5, p 570-576
- FOSSUM, T.W., DUPREY, L.P., HUFF, T.G. (2013) Small animal surgery, 4th Edition. St. Louis, Elsevier Mosby.
- FUNG, C., FICKLIN, M., OKAFOR, C.C. (2023) Associations between meniscal tears and various degrees of osteoarthritis among dogs undergoing TPLO for cranial cruciate ligament rupture. *BMC Research Notes* vol. 16, n° 1, p. 36. [<https://doi.org/10.1186/s13104-023-06307-0>]
- GALI, J.C., ALMEIDA, T.A., DE MORAES MIGUEL, D.C., *et al.* (2022) The posterior cruciate ligament inclination angle is higher in anterior cruciate ligament insufficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* vol. 30, n° 1, p. 124-130. [<https://doi.org/10.1007/s00167-021-06789-0>]

- GALLOWAY, R., LESTER, S. (1995) Histopathological evaluation of canine stifle joint synovial membrane collected at the time of repair of cranial cruciate ligament rupture. *Journal of the American Animal Hospital Association* vol. 31, n° 4, p. 289-294. [https://doi.org/10.5326/15473317-31-4-289]
- GILBERT, S., LANGENBACH, A., MARCELLIN-LITTLE, D.J., *et al.* (2019) Stifle joint osteoarthritis at the time of diagnosis of cranial cruciate ligament injury is higher in Boxers and in dogs weighing more than 35 kilograms. *Veterinary Radiology & Ultrasound* vol. 60, n° 3, p. 280-288. [https://doi.org/10.1111/vru.12718]
- GLEASON, H.E., HUDSON, C.C., CERRONI, B. (2020) Meniscal click in cranial cruciate deficient stifles as a predictor of specific meniscal pathology. *Veterinary Surgery* vol. 49, n° 1, p. 155-159. [https://doi.org/10.1111/vsu.13293]
- GOIN, B., BUTTIN, P., LAFON, Y., *et al.* (2022) Biomechanical cyclic loading test of a synthetic ligament fixation system used for intra-articular stabilization of deficient canine stifles. *Open Veterinary Journal* vol. 12, n° 3, p. 341. [https://doi.org/10.5455/OVJ.2022.v12.i3.6]
- GOOD, L., TARLOW, S.D., ODENSTEN, M., *et al.* (1990) Load tolerance, security, and failure modes of fixation devices for synthetic knee ligaments. *Clinical Orthopaedics and Related Research* n° 253, p. 190-196.
- GORDON-EVANS, W.J., GRIFFON, D.J., BUBB, C., *et al.* (2013) Comparison of lateral fabellar suture and tibial plateau leveling osteotomy techniques for treatment of dogs with cranial cruciate ligament disease. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 243, n° 5, p. 675-680. [https://doi.org/10.2460/javma.243.5.675]
- GRIERSON, J., ASHER, L., GRAINGER, K. (2011) An investigation into risk factors for bilateral canine cruciate ligament rupture. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 24, n° 03, p. 192-196. [https://doi.org/10.3415/VCOT-10-03-0030]
- GUENOUN, D., LE CORROLLER, T., AMOUS, Z., *et al.* (2012) The contribution of MRI to the diagnosis of traumatic tears of the anterior cruciate ligament. *Diagnostic and Interventional Imaging* vol. 93, n° 5, p. 331-341. [https://doi.org/10.1016/j.diii.2012.02.003]
- HANS, E., BARNHART, M., KENNEDY, S., *et al.* (2017) Comparison of complications following tibial tuberosity advancement and tibial plateau levelling osteotomy in very large and giant dogs 50 kg or more in body weight. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 30, n° 04, p. 299-305. [https://doi.org/10.3415/VCOT-16-07-0106]
- HAYASHI, K., FRANK, J.D., DUBINSKY, C., *et al.* (2003) Histologic Changes in Ruptured Canine Cranial Cruciate Ligament. *Veterinary Surgery* vol. 32, n° 3, p. 269-277. [https://doi.org/10.1053/jvet.2003.50023]
- HAYASHI, K., MANLEY, P.A., MUIR, P. (2004) Cranial Cruciate Ligament Pathophysiology in Dogs With Cruciate Disease: A Review. *Journal of the American Animal Hospital Association* vol. 40, n° 5, p. 385-390. [https://doi.org/10.5326/0400385]
- HEALEY, E., MURPHY, R.J., HAYWARD, J.J., *et al.* (2019) Genetic mapping of distal femoral, stifle, and tibial radiographic morphology in dogs with cranial cruciate ligament disease. *PLoS One* vol. 14, n° 10, p. e0223094. [https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223094]
- HERZ, M. (1906) Die chirurgische Behandlung paralytischer Schlotterelenke-Seitenligamente oder Arthrodesen? *Münchener Medizinische Wochenschrift*. vol. 51, p. 2527-2529.
- HOELZLER, M.G., MILLIS, D.L., FRANCIS, D.A., *et al.* (2004) Results of Arthroscopic Versus Open Arthrotomy for Surgical Management of Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs. *Veterinary Surgery* vol. 33, n° 2, p. 146-153. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2004.04022.x]
- HULSE, D., BEALE, B., KERWIN, S. (2010) Second Look Arthroscopic Findings after Tibial Plateau Leveling Osteotomy. *Veterinary Surgery* vol. 39, n° 3, p. 350-354. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2010.00676.x]
- HULSE, D.A., BUTLER, D.L., KAY, M.D., *et al.* (1983) Biomechanics of Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in the Dog I. *In Vitro* Laxity Testing. *Veterinary Surgery* vol. 12, n° 3, p. 109-112. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.1983.tb00719.x]
- HULSE, D.A., MICHAELSON, F., JOHNSON, C., *et al.* (1980) A Technique for Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament in the Dog: Preliminary Report. *Veterinary Surgery* vol. 9, n° 4, p. 135-140. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.1980.tb01669.x]

- HURLEY, C.R., HAMMER, D.L., SHOTT, S. (2007) Progression of radiographic evidence of osteoarthritis following tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture: 295 cases (2001–2005). *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 230, n° 11, p. 1674-1679. [<https://doi.org/10.2460/javma.230.11.1674>]
- INAUEN, R., KOCH, D., BASS, M., *et al.* (2009) Tibial tuberosity conformation as a risk factor for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 22, n° 1, p. 16-20.
- INNES, J.F., BACON, D., LYNCH, C., *et al.* (2000) Long-term outcome of surgery for dogs with cranial cruciate ligament deficiency. *Veterinary Record* vol. 147, n° 12, p. 325-328. [<https://doi.org/10.1136/vr.147.12.325>]
- IWAASA, T., TENSHO, K., TAKAHASHI, T., *et al.* (2023) Anatomical Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Suture Augmentation. *Arthroscopy Techniques* vol. 12, n° 6, p. e931-e936. [<https://doi.org/10.1016/j.eats.2023.02.029>]
- JACKSON, D.W., GROOD, E.S., GOLDSTEIN, J.D., *et al.* (1993) A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. *The American Journal of Sports Medicine* vol. 21, n° 2, p. 176-185. [<https://doi.org/10.1177/036354659302100203>]
- JACKSON, J., VASSEUR, P.B., GRIFFEY, S., *et al.* (2001) Pathologic changes in grossly normal menisci in dogs with rupture of the cranial cruciate ligament. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 218, n° 8, p. 1281-1284. [<https://doi.org/10.2460/javma.2001.218.1281>]
- JENKINS, D. (1978) The repair of cruciate ligaments with flexible carbon fibre. A longer term study of the induction of new ligaments and of the fate of the implanted carbon. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. vol. 60-B, n° 4, p. 520-522. [<https://doi.org/10.1302/0301-620X.60B4.711800>]
- JENKINS, D., FORSTER, I., MCKIBBIN, B., *et al.* (1977) Induction of tendon and ligament formation by carbon implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. vol. 59-B, n° 1, p. 53-57. [<https://doi.org/10.1302/0301-620X.59B1.845228>]
- JEONG, J., JEONG, S.M., KIM, S.E., *et al.* (2021) Subsequent meniscal tears following tibial tuberosity advancement and tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial cruciate ligament deficiency: An in vivo experimental study. *Veterinary Surgery* vol. 50, n° 5, p. 966-974. [<https://doi.org/10.1111/vsu.13648>]
- JERRAM, R., WALKER, A. (2003) Cranial cruciate ligament injury in the dog: pathophysiology, diagnosis and treatment. *New Zealand Veterinary Journal* vol. 51, n° 4, p. 149-158. [<https://doi.org/10.1080/00480169.2003.36357>]
- JIANG, L., LI, Z., HAYWARD, J.J., *et al.* (2021) Genomic Prediction of Two Complex Orthopedic Traits Across Multiple Pure and Mixed Breed Dogs. *Frontiers in Genetics* vol. 12, p. 666740. [<https://doi.org/10.3389/fgene.2021.666740>]
- JOHNSON, J.M., JOHNSON, A.L. (1993) Cranial Cruciate Ligament Rupture. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice* vol. 23, n° 4, p. 717-733. [[https://doi.org/10.1016/S0195-5616\(93\)50078-5](https://doi.org/10.1016/S0195-5616(93)50078-5)]
- JOHNSON, T.A., CONZEMIUS, M.G. (2022) Outcome of cranial cruciate ligament replacement with an enhanced polyethylene terephthalate implant in the dog: A pilot clinical trial. *Veterinary Surgery* vol. 51, n° 8, p. 1215-1222. [<https://doi.org/10.1111/vsu.13889>]
- JOHNSTON, S.A., TOBIAS, K.M. (2017) *Veterinary surgery: small animal expert consult, 2nd edition.* London, Elsevier Health Sciences.
- KANG, Q., AN, Y.H., FRIEDMAN, R.F. (1998) Mechanical properties and bone densities of canine trabecular bone. *Journal of Materials Science Materials in Medicine* vol. 9, n° 5, p. 263-267. [<https://doi.org/10.1023/A:1008852610820>]
- KANNO, N., AMIMOTO, H., HARA, Y., *et al.* (2012) In vitro evaluation of the relationship between the semitendinosus muscle and cranial cruciate ligament in canine cadavers. *American Journal of Veterinary Research* vol. 73, n° 5, p. 672-680. [<https://doi.org/10.2460/ajvr.73.5.672>]

- KIM, S.E., POZZI, A., BANKS, S.A., *et al.* (2009) Effect of Tibial Plateau Leveling Osteotomy on Femorotibial Contact Mechanics and Stifle Kinematics. *Veterinary Surgery* vol. 38, n° 1, p. 23-32. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2008.00470.x>]
- KIM, S.E., POZZI, A., KOWALESKI, M.P., *et al.* (2008) Tibial Osteotomies for Cranial Cruciate Ligament Insufficiency in Dogs. *Veterinary Surgery* vol. 37, n° 2, p. 111-125. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2007.00361.x>]
- KNEBEL, J., EBERLE, D., STEIGMEIER-RAITH, S., *et al.* (2020) Outcome after Tibial Plateau Levelling Osteotomy and Modified Maquet Procedure in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 33, n° 03, p. 189-197. [<https://doi.org/10.1055/s-0040-1701502>]
- KOBAYASHI, S., BABA, H., UCHIDA, K., *et al.* (2006) Microvascular system of anterior cruciate ligament in dogs. *Journal of Orthopaedic Research* vol. 24, n° 7, p. 1509-1520. [<https://doi.org/10.1002/jor.20183>]
- KRAMER, M., STENGEL, H., GERWING, M., *et al.* (1999) SONOGRAPHY OF THE CANINE STIFLE. *Veterinary Radiology & Ultrasound* vol. 40, n° 3, p. 282-293. [<https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.1999.tb00363.x>]
- KROTSCHHECK, U., NELSON, S.A., TODHUNTER, R.J., *et al.* (2016) Long Term Functional Outcome of Tibial Tuberosity Advancement vs. Tibial Plateau Leveling Osteotomy and Extracapsular Repair in a Heterogeneous Population of Dogs. *Veterinary Surgery* vol. 45, n° 2, p. 261-268. [<https://doi.org/10.1111/vsu.12445>]
- KUROSAKA, M., YOSHIYA, S., ANDRISH, J.T. (1987) A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine* vol. 15, n° 3, p. 225-229. [<https://doi.org/10.1177/036354658701500306>]
- KURTZ, S.M., PRUITT, L., JEWETT, C.W., *et al.* (1998) The yielding, plastic flow, and fracture behavior of ultra-high molecular weight polyethylene used in total joint replacements. *Biomaterials* vol. 19, n° 21, p. 1989-2003. [[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00112-4](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00112-4)]
- LAFAYER, S., MILLER, N.A., STUBBS, W.P., *et al.* (2007) Tibial Tuberosity Advancement for Stabilization of the Canine Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle Joint: Surgical Technique, Early Results, and Complications in 101 Dogs. *Veterinary Surgery* vol. 36, n° 6, p. 573-586. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2007.00307.x>]
- LANGE, F. (1907) Kunstliche Gelenkbander aus Seide. *Münchener Medizinische Wochenschrift*. vol. 52, p. 834-836.
- LANGE, F. (1903) Über the Sehnenplastik. *Verhandlungen der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft*. vol. 2, p. 10-12.
- LAUBE, R.L., KERSTETTER, K.K. (2021) Prevalence and Risk Factors for Bilateral Meniscal Tears Identified during Treatment for Cranial Cruciate Ligament Disease Via Tibial Plateau Levelling Osteotomy in Dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 34, n° 01, p. 037-042. [<https://doi.org/10.1055/s-0040-1717134>]
- LAZAR, T.P., BERRY, C.R., DEHAAN, J.J., *et al.* (2005) Long-Term Radiographic Comparison of Tibial Plateau Leveling Osteotomy Versus Extracapsular Stabilization for Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Dog. *Veterinary Surgery* vol. 34, n° 2, p. 133-141. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2005.00021.x>]
- LESIĆ, A., DURDEVIĆ, D., TATIĆ, V., *et al.* (1995) Histopathological evaluation of the carbon fibers application for the substitution of the anterior cruciate ligament--an experimental study on dogs. *Vojnosanitetski Pregled* vol. 52, n° 3, p. 215-220.
- LITTLE, J.P., BLEEDORN, J.A., SUTHERLAND, B.J., *et al.* (2014) Arthroscopic Assessment of Stifle Synovitis in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture. *PLoS One* vol. 9, n° 6, p. e97329. [<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0097329>]
- LOPEZ, M.J., MARKEL, M.D., KALSCHUR, V., *et al.* (2003) Hamstring Graft Technique for Stabilization of Canine Cranial Cruciate Ligament Deficient Stifles. *Veterinary Surgery* vol. 32, n° 4, p. 390-401. [<https://doi.org/10.1053/jvet.2003.50042>]
- MACHOTKA, Z., SCARBOROUGH, I., DUNCAN, W., *et al.* (2010) Anterior cruciate ligament repair with LARS (ligament advanced reinforcement system): a systematic review. *Sports Medicine*,

- Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology* vol. 2, p. 29. [https://doi.org/10.1186/1758-2555-2-29]
- MACIAS, C., MCKEE, W.M., MAY, C. (2002) Caudal proximal tibial deformity and cranial cruciate ligament rupture in small-breed dogs. *Journal of Small Animal Practice* vol. 43, n° 10, p. 433-438. [https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2002.tb00009.x]
- MAHN, M.M., COOK, J.L., COOK, C.R., *et al.* (2005) Arthroscopic verification of ultrasonographic diagnosis of meniscal pathology in dogs. *Veterinary Surgery* vol. 34, n° 4, p. 318-323. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2005.00049.x]
- MALETIUS, W., GILLQUIST, J. (1997) Long-term results of anterior cruciate ligament reconstruction with a Dacron prosthesis. The frequency of osteoarthritis after seven to eleven years. *American Journal of Sports Medicine* vol. 25, n° 3, p. 288-293.
- MAQUET, P. (1976) Advancement of the tibial tuberosity. *Clinical Orthopaedics and Related Research* n° 115, p. 225-230.
- MARINO, D.J., LOUGHIN, C.A. (2010) Diagnostic Imaging of the Canine Stifle: A Review. *Veterinary Surgery* vol. 39, n° 3, p. 284-295. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2010.00678.x]
- MARKATOS, K., KASETA, M.K., LALLOS, S.N., *et al.* (2013) The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* vol. 23, n° 7, p. 747-752. [https://doi.org/10.1007/s00590-012-1079-8]
- MARSHALL, J.L., ARNOCKY, S.P., RUBIN, R.M., *et al.* (1979) Microvasculature of the Cruciate Ligaments. *The Physician and Sportsmedicine* vol. 7, n° 3, p. 87-91. [https://doi.org/10.1080/00913847.1979.11710818]
- MCCARTNEY, W.T., O'CONNOR, J.V., MCCANN, W.M. (2007) Incidence of infection and premature crimp failure after repair of cranial cruciate ligament-deficient stifles in 110 dogs. *Veterinary Record* vol. 161, n° 7, p. 232-233. [https://doi.org/10.1136/vr.161.7.232]
- MEYERS, J.F., GRANA, W.A., LESKER, P.A. (1979) Reconstruction of the anterior cruciate ligament in the dog: Comparison of results obtained with three different porous synthetic materials. *The American Journal of Sports Medicine* vol. 7, n° 2, p. 85-90. [https://doi.org/10.1177/036354657900700203]
- MILLER, L., MARITATO, K.C., KENNEDY, S.C. (2023) Prospective measurement of outcomes and complications of tibial tuberosity advancement using novel mini plates in small breed dogs. *Frontiers in Veterinary Science* vol. 10, p. 1268681. [https://doi.org/10.3389/fvets.2023.1268681]
- MÖLSÄ, S.H., HIELM-BJÖRKMAN, A.K., LAITINEN-VAPAAVUORI, O.M. (2013) Use of an owner questionnaire to evaluate long-term surgical outcome and chronic pain after cranial cruciate ligament repair in dogs: 253 cases (2004–2006). *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 243, n° 5, p. 689-695. [https://doi.org/10.2460/javma.243.5.689]
- MONTAVON, P., DAMUR, D., TEPIC, S. (2002) Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficit of the canine stifle. *Proceedings 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, Germany 5–8 September 2002*; pp. 189–190.
- MONTGOMERY, R.D., MILTON, J.L., TERRY, G.C., *et al.* (1988) Comparison of over-the-top and tunnel techniques for anterior cruciate ligament replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* n° 231, p. 144-153.
- MOORE, E.V., WEEREN, R., PAKK, M. (2020) Extended long-term radiographic and functional comparison of tibial plateau leveling osteotomy vs tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Veterinary Surgery* vol. 49, n° 1, p. 146-154. [https://doi.org/10.1111/vsu.13277]
- MOORE, K., READ, R. (1995) Cranial cruciate ligament rupture in the dog—a retrospective study comparing surgical techniques. *Australian Veterinary Journal* vol. 72, n° 8, p. 281-285. [https://doi.org/10.1111/j.1751-0813.1995.tb03555.x]
- MORGAN, J.P., VOSS, K., DAMUR, D.M., *et al.* (2010) Correlation of Radiographic Changes after Tibial Tuberosity Advancement in Dogs with Cranial Cruciate-Deficient Stifles with Functional Outcome. *Veterinary Surgery* vol. 39, n° 4, p. 425-432. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2010.00669.x]

- NAKABAYASHI, Y., WEVERS, H.W., COOKE, T.D.V., *et al.* (1994) Bone strength and histomorphometry of the distal femur. *The Journal of Arthroplasty* vol. 9, n° 3, p. 307-315. [https://doi.org/10.1016/0883-5403(94)90086-8]
- NELSON, S.A., KROTSCHHECK, U., RAWLINSON, J., *et al.* (2013) Long-term functional outcome of tibial plateau leveling osteotomy versus extracapsular repair in a heterogeneous population of dogs. *Veterinary Surgery* vol. 42, n° 1, p. 38-50. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2012.01052.x]
- NIEBAUER, G.W., RESTUCCI, B. (2023) Etiopathogenesis of Canine Cruciate Ligament Disease: A Scoping Review. *Animals* vol. 13, n° 2, p. 187. [https://doi.org/10.3390/ani13020187]
- OBBER, C.A., FACTOR, G., MEINER, Y., *et al.* (2019) Influence of tibial plateau leveling osteotomy and tibial tuberosity advancement on passive laxity of the cranial cruciate deficient stifle in dogs. *Veterinary Surgery* vol. 48, n° 3, p. 401-407. [https://doi.org/10.1111/vsu.13177]
- OLLIER, C. (2011) Stabilisation intracapsulaire par un ligament artificiel bioactif pour le traitement de la rupture du ligament croisé antérieur chez le chien. Etude pilote. Thèse de Doctorat Vétérinaire. Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort.
- OMINI, L., MARTIN, S., TAMBELLA, A.M. (2018) Innovative, intra-articular, prosthetic technique for cranial cruciate ligament reconstruction in dogs: a cadaveric study. *Journal of Veterinary Medical Science* vol. 80, n° 4, p. 583-589. [https://doi.org/10.1292/jvms.16-0483]
- PAATSAMA, S. (1952) Ligament injuries in the canine stifle joint. A clinical and experimental study. Doctoral thesis. Helsinki, Finland, Helsinki University.
- PAN, X., WEN, H., WANG, L., *et al.* (2013) Bone–patellar tendon–bone autograft versus LARS artificial ligament for anterior cruciate ligament reconstruction. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* vol. 23, n° 7, p. 819-823. [https://doi.org/10.1007/s00590-012-1073-1]
- PARCHI, P.D., GIANLUCA, C., DOLFI, L., *et al.* (2013) Anterior cruciate ligament reconstruction with LARS™ artificial ligament results at a mean follow-up of eight years. *International Orthopaedics* vol. 37, n° 8, p. 1567-1574. [https://doi.org/10.1007/s00264-013-1917-2]
- PATEL, J.M., BRZEZINSKI, A., RAOLE, D.A., *et al.* (2018) Interference Screw Versus Suture Endobutton Fixation of a Fiber-Reinforced Meniscus Replacement Device in a Human Cadaveric Knee Model. *The American Journal of Sports Medicine* vol. 46, n° 9, p. 2133-2141. [https://doi.org/10.1177/0363546518773737]
- PAUZENBERGER, L., SYRÉ, S., SCHURZ, M. (2013) "Ligamentization" in Hamstring Tendon Grafts After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of the Literature and a Glimpse Into the Future. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery* vol. 29, n° 10, p. 1712-1721.
- PINNA, S., LANZI, F., TASSANI, C., *et al.* (2020) Intra-articular replacement of a ruptured cranial cruciate ligament using the Mini-TightRope in the dog: a preliminary study. *Journal of Veterinary Science* vol. 21, n° 5, p. e53. [https://doi.org/10.4142/jvs.2020.21.e53]
- PLESMAN, R., GILBERT, P., CAMPBELL, J. (2013) Detection of meniscal tears by arthroscopy and arthrotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture: A retrospective, cohort study. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 26, n° 01, p. 42-46. [https://doi.org/10.3415/VCOT-11-10-0153]
- PRADA, T.C., SILVA, A.C.D., MINTO, B.W. (2018) Short-term evaluation of an intra-articular technique for cranial cruciate ligament rupture in dogs using nylon or polyester. *Semina: Ciências Agrárias* vol. 39, n° 2, p. 593. [https://doi.org/10.5433/1679-0359.2018v39n2p593]
- RAYWARD, R.M., THOMSON, D.G., DAVIES, J.V., *et al.* (2004) Progression of osteoarthritis following TPLO surgery: a prospective radiographic study of 40 dogs. *Journal of Small Animal Practice* vol. 45, n° 2, p. 92-97. [https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2004.tb00209.x]
- RITZO, M.E., RITZO, B.A., SIDDENS, A.D., *et al.* (2014) Incidence and Type of Meniscal Injury and Associated Long-Term Clinical Outcomes in Dogs Treated Surgically for Cranial Cruciate Ligament Disease. *Veterinary Surgery* vol. 43, n° 8, p. 952-958. [https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2014.12220.x]
- ROSTRUP, O. (1964) Reconstruction of the anterior cruciate ligaments. *Western Journal of Surgery Obstetrics & Gynecology* vol. 72, p. 199-202.

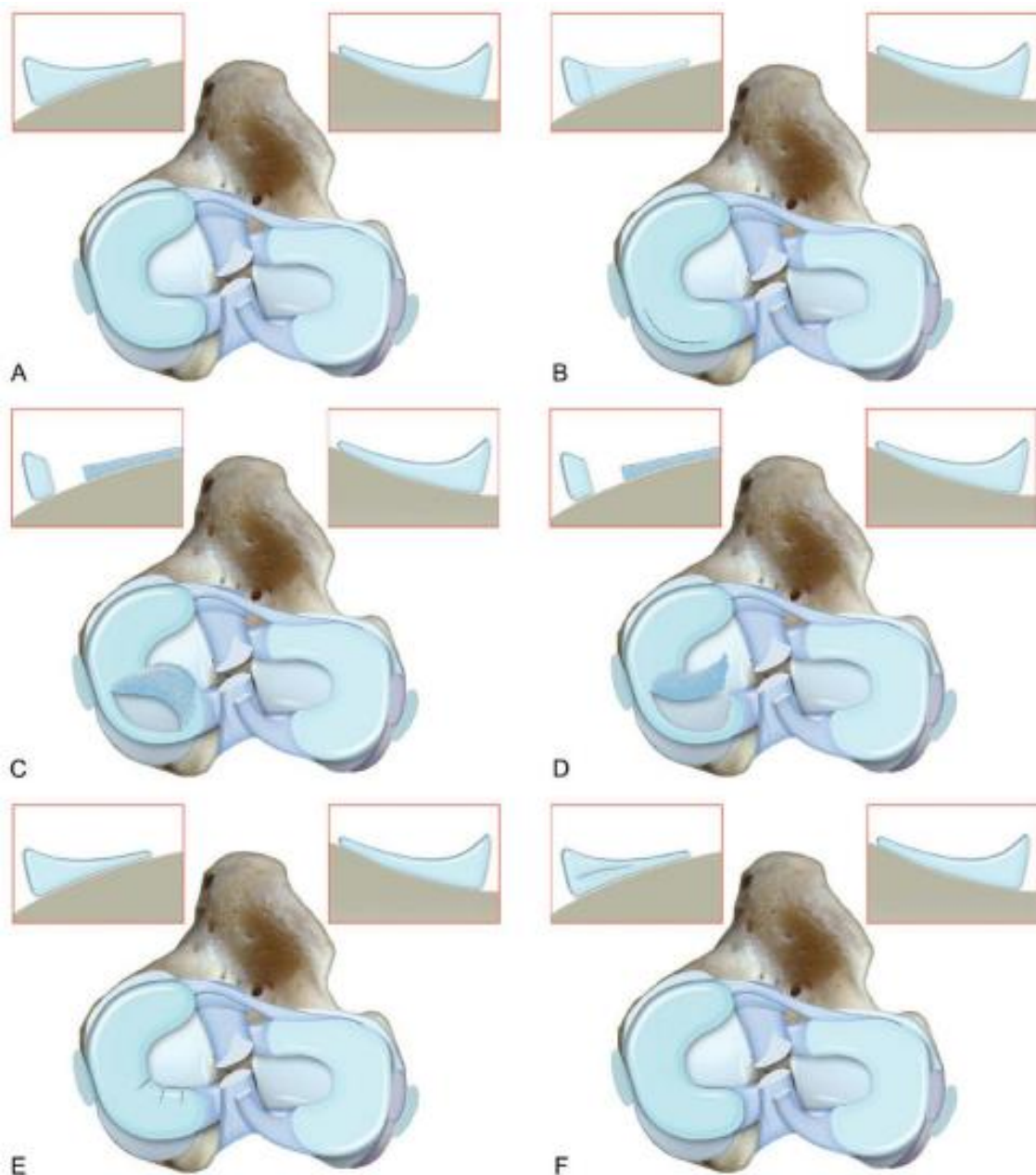
- RUDD GARCES, G., ARIZMENDI, A., BARRIENTOS, L.S., *et al.* (2021) Epidemiology of Cranial Cruciate Ligament Rupture and Patellar Luxation in Dogs from the Province of Buenos Aires, Argentina. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 34, n° 01, p. 024-031. [<https://doi.org/10.1055/s-0040-1717148>]
- RUTHER, H. (1949) Die Verwendung von Supramid in der operativen Orthopädie. *Zeitschrift für Orthopädie* vol. 78, p. 161-169.
- SAMII, V.F., DYCE, J., POZZI, A., *et al.* (2009) Computed tomographic arthrography of the stifle for detection of cranial and caudal cruciate ligament and meniscal tears in dogs. *Veterinary Radiology & Ultrasound* vol. 50, n° 2, p. 144-150. [<https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.2009.01507.x>]
- SCAVELLI, T.D., SCHRADER, S.C., MATTHIESEN, D.T., *et al.* (1990) Partial rupture of the cranial cruciate ligament of the stifle in dogs: 25 cases (1982-1988). *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 196, n° 7, p. 1135-8.
- SELLON, D.C., MARCELLIN-LITTLE, D.J. (2022) Risk factors for cranial cruciate ligament rupture in dogs participating in canine agility. *BMC Veterinary Research* vol. 18, n° 1, p. 39. [<https://doi.org/10.1186/s12917-022-03146-2>]
- SEONG, Y., EOM, K., LEE, H., *et al.* (2005) Ultrasonographic evaluation of cranial cruciate ligament rupture via dynamic intra-articular saline injection. *Veterinary Radiology & Ultrasound* vol. 46, n° 1, p. 80-82. [<https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.2005.00016.x>]
- SHIRES, P.K., HULSE, D.A., LIU, W. (1984) The under-and-over fascial replacement technique for anterior cruciate ligament rupture in dogs: a retrospective study. *Journal of the American Animal Hospital Association* vol. 20, n° 1, p. 69-77.
- SINGLETON, W.B. (1969) Observations based upon the Surgical Repair of 106 Cases of Anterior Cruciate Ligament Rupture. *Journal of Small Animal Practice* vol. 10, n° 5, p. 269-278. [<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.1969.tb04657.x>]
- SLOCUM, B., DEVINE, T. (1984) Cranial tibial wedge osteotomy: a technique for eliminating cranial tibial thrust in cranial cruciate ligament repair. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 184, n° 5, p. 564-569.
- SLOCUM, B., DEVINE, T. (1983) Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *Journal of the American Veterinary Medical Association*. vol. 183, n°4, p. 456-459.
- SLOCUM, B., SLOCUM, T.D. (1993) Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Repair of Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Canine. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice* vol. 23, n° 4, p. 777-795. [[https://doi.org/10.1016/S0195-5616\(93\)50082-7](https://doi.org/10.1016/S0195-5616(93)50082-7)]
- SMITH, A. (1918) The diagnosis and treatment of injuries to the crucial ligaments. *British Journal of Surgery* vol. 6, p. 176-189.
- SMITH, C., AJUIED, A., WONG, F., *et al.* (2014) The Use of the Ligament Augmentation and Reconstruction System (LARS) for Posterior Cruciate Reconstruction. *Arthroscopy* vol. 30, n° 1, p. 111-120. [<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.09.081>]
- SMITH, P.A., STANNARD, J.P., BOZYNSKI, C.C., *et al.* (2020) Patellar Bone–Tendon–Bone Autografts versus Quadriceps Tendon Allograft with Synthetic Augmentation in a Canine Model. *The Journal of Knee Surgery* vol. 33, n° 12, p. 1256-1266. [<https://doi.org/10.1055/s-0039-1695040>]
- SOLER, M., MURCIANO, J., LATORRE, R., *et al.* (2007) Ultrasonographic, computed tomographic and magnetic resonance imaging anatomy of the normal canine stifle joint. *The Veterinary Journal* vol. 174, n° 2, p. 351-361. [<https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2006.08.019>]
- SONNERY-COTTET, B. (2017) Editorial Commentary: Do We Need to Look for Isometry in Anterolateral Ligament Reconstruction? *Arthroscopy* vol. 33, n° 5, p. 1024-1025. [<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.02.014>]
- SUMNER, J.P., MARKEL, M.D., MUIR, P. (2010) Caudal Cruciate Ligament Damage in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture: Caudal Cruciate Ligament Damage in Dogs. *Veterinary Surgery* vol. 39, n° 8, p. 936-941. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2010.00738.x>]
- TEMWICHITR, J., HAZEWINKEL, H.A.W., VAN HAGEN, M.A., *et al.* (2007) Polymorphic Microsatellite Markers for Genetic Analysis of Collagen Genes in Suspected Collagenopathies in Dogs. *Journal of Veterinary Medicine Series A* vol. 54, n° 9, p. 522-526. [<https://doi.org/10.1111/j.1439-0442.2007.00980.x>]

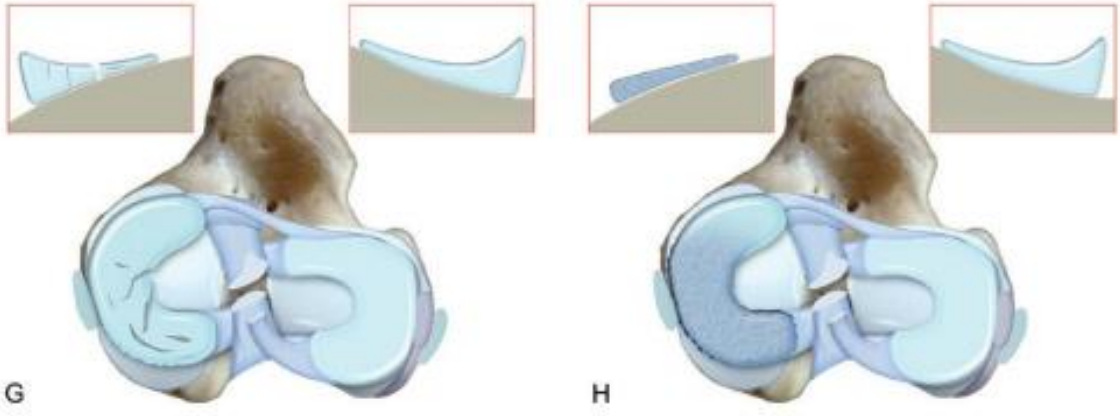
- TEPIC, S., DAMUR, D., MONTAVON, P. (2002) Biomechanics of the stifle joint. *Proceeding 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, Germany 5–8 September 2002*; pp. 189-190.
- TIEFENBOECK, T.M., THURMAIER, E., TIEFENBOECK, M.M., *et al.* (2015) Clinical and functional outcome after anterior cruciate ligament reconstruction using the LARS™ system at a minimum follow-up of 10 years. *The Knee* vol. 22, n° 6, p. 565-568. [<https://doi.org/10.1016/j.knee.2015.06.003>]
- TIKEKAR, A., DE VICENTE, F., MCCORMACK, A., *et al.* (2022) Retrospective comparison of outcomes following tibial plateau levelling osteotomy and lateral fabello-tibial suture stabilisation of cranial cruciate ligament disease in small dogs with high tibial plateau angles. *New Zealand Veterinary Journal* vol. 70, n° 4, p. 218-227. [<https://doi.org/10.1080/00480169.2022.2052992>]
- TINGA, S., KIM, S.E., BANKS, S.A., *et al.* (2018) Femorotibial kinematics in dogs with cranial cruciate ligament insufficiency: a three-dimensional in-vivo fluoroscopic analysis during walking. *BMC Veterinary Research* vol. 14, n° 1, p. 85. [<https://doi.org/10.1186/s12917-018-1395-2>]
- TODOROVIĆ, A.Z., MACANOVIĆ, M.V.L., MITROVIĆ, M.B., *et al.* (2022) The Role of Tibial Plateau Angle in Canine Cruciate Ligament Rupture—A Review of the Literature. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 35, n° 06, p. 351-361. [<https://doi.org/10.1055/s-0042-1750316>]
- TORRES DE LA RIVA, G., HART, B.L., FARVER, T.B., *et al.* (2013) Neutering Dogs: Effects on Joint Disorders and Cancers in Golden Retrievers. *PLoS One* vol. 8, n° 2, p. e55937. [<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0055937>]
- VAN DEN BRINK, E.J.C. (2014) Treatment of cranial cruciate ligament rupture with the ligament augmentation and reconstruction system (LARS) in dogs: An in vitro study. Master research project. Faculty of Veterinary Medicine Utrecht University.
- VAN DER VEKENS, E., DE BAKKER, E., BOGAERTS, E., *et al.* (2019) High-frequency ultrasound, computed tomography and computed tomography arthrography of the cranial cruciate ligament, menisci and cranial meniscotibial ligaments in 10 radiographically normal canine cadaver stifles. *BMC Veterinary Research* vol. 15, n° 1, p. 146. [<https://doi.org/10.1186/s12917-019-1892-y>]
- VASSEUR, P.B. (1984) Clinical Results Following Nonoperative Management for Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs. *Veterinary Surgery* vol. 13, n° 4, p. 243-246. [<https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.1984.tb00801.x>]
- VASSEUR, P.B., GRIFFEY, S., MASSAT, B.J. (1996) Evaluation of the Leeds-Keio Synthetic Replacement for the Cranial Cruciate Ligament in Dogs: An Experimental Study. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 09, n° 02, p. 66-74. [<https://doi.org/10.1055/s-0038-1632505>]
- VIATEAU, V., MANASSERO, M., ANAGNOSTOU, F., *et al.* (2013) Biological and Biomechanical Evaluation of the Ligament Advanced Reinforcement System (LARS AC) in a Sheep Model of Anterior Cruciate Ligament Replacement: A 3-Month and 12-Month Study. *Arthroscopy* vol. 29, n° 6, p. 1079-1088. [<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.02.025>]
- VOSS, K., DAMUR, D., GUERRERO, T., *et al.* (2008) Force plate gait analysis to assess limb function after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* vol. 21, n° 03, p. 243-249. [<https://doi.org/10.1055/s-0037-1617368>]
- WAHED, S., DUNSTAN, C., BOUGHTON, P., *et al.* (2022) Functional Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Composites for Ligament Reconstructions and Their Targeted Applications in the Restoration of the Anterior Cruciate Ligament. *Polymers* vol. 14, n° 11, p. 2189. [<https://doi.org/10.3390/polym14112189>]
- WEINBERG, D.S., WILLIAMSON, D.F.K., GEBHART, J.J., *et al.* (2017) Differences in Medial and Lateral Posterior Tibial Slope: An Osteological Review of 1090 Tibiae Comparing Age, Sex, and Race. *The American Journal of Sports Medicine* vol. 45, n° 1, p. 106-113. [<https://doi.org/10.1177/0363546516662449>]

- WEMMERS, A.C., CHARALAMBOUS, M., HARMS, O., *et al.* (2022) Surgical treatment of cranial cruciate ligament disease in dogs using Tibial Plateau Leveling Osteotomy or Tibial Tuberosity Advancement—A systematic review with a meta-analytic approach. *Frontiers in Veterinary Science* vol. 9, p. 1004637. [<https://doi.org/10.3389/fvets.2022.1004637>]
- WHITEHAIR, J.G., VASSEUR, P.B., WILLITS, N.H. (1993) Epidemiology of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 203, n° 7, p. 1016-1019.
- WILK, R.M., RICHMOND, J.C. (1993) Dacron ligament reconstruction for chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *American Journal of Sports Medicine* vol. 21, n° 3, p. 288-293.
- WILKE, V.L., CONZEMIUS, M.G., KINGHORN, B.P., *et al.* (2006) Inheritance of rupture of the cranial cruciate ligament in Newfoundlands. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 228, n° 1, p. 61-64. [<https://doi.org/10.2460/javma.228.1.61>]
- WILKE, V.L., ROBINSON, D.A., EVANS, R.B., *et al.* (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* vol. 227, n° 10, p. 1604-1607. [<https://doi.org/10.2460/javma.2005.227.1604>]
- WINGFIELD, C., AMIS, A.A., STEAD, A.C., *et al.* (2000) Comparison of the biomechanical properties of rottweiler and racing greyhound cranial cruciate ligaments. *The Journal of Small Animal Practice* vol. 41, n° 7, p. 303-307. [<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2000.tb03206.x>]
- WITSBERGER, T.H., VILLAMIL, J.A., SCHULTZ, L.G., *et al.* (2008) Prevalence of and risk factors for hip dysplasia and cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 232, n° 12, p. 1818-1824. [<https://doi.org/10.2460/javma.232.12.1818>]
- WOLF, R.E., SCAVELLI, T.D., HOELZLER, M.G., *et al.* (2012) Surgical and postoperative complications associated with tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament rupture in dogs: 458 cases (2007–2009). *Journal of the American Veterinary Medical Association* vol. 240, n° 12, p. 1481-1487. [<https://doi.org/10.2460/javma.240.12.1481>]
- YASUDA, K., TANABE, Y., KONDO, E., *et al.* (2010) Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy* vol. 26, n° 9, p. S21-S34. [<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.03.014>]
- YE, J.X., SHEN, G.S., ZHOU, H.B., *et al.* (2013) Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with the LARS artificial ligament: thirty-six to fifty-two months follow-up study. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences* vol. 17, n° 11, p. 1438-1446.
- ZAVRAS, T.D., RACE, A., AMIS, A.A. (2005) The effect of femoral attachment location on anterior cruciate ligament reconstruction: graft tension patterns and restoration of normal anterior?posterior laxity patterns. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* vol. 13, n° 2, p. 92-100. [<https://doi.org/10.1007/s00167-004-0541-5>]
- ZENG, C., LEI, G., GAO, S., *et al.* (2018) Methods and devices for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. [<https://doi.org/10.1002/14651858.CD010730.pub2>]
- ZHI, Y., JIANG, J., ZHANG, P., *et al.* (2019) Silk enhances the ligamentization of the polyethylene terephthalate artificial ligament in a canine anterior cruciate ligament reconstruction model. *Artificial Organs* vol. 43, n° 6. [<https://doi.org/10.1111/aor.13389>]

Annexe 1 : Classification et illustration des lésions méniscales possibles lors de RLCCr (Johnston et Tobias, 2017)

Lors de tensions excessives s'exerçant sur les ménisques plusieurs types de lésions peuvent apparaître, on différencie ainsi par rapport à des ménisques intacts (A) : une déchirure longitudinale (B), une déchirure en anse de sceau (C), une avulsion partielle (D), des déchirures radiales (E), une déchirure horizontale (F), des déchirures complexes (G) ainsi qu'une dégénérescence méniscale.





INTÉRÊTS ET LIMITES DE LA STABILISATION INTRA-ARTICULAIRE DU GRASSET CHEZ LE CHIEN

AUTEUR : Aurélien CAUCHY

RÉSUMÉ :

La rupture du ligament croisé crânial est une des causes les plus fréquentes de consultation pour boiterie d'un membre pelvien en médecine vétérinaire. Sa prise en charge est exclusivement chirurgicale et plusieurs techniques reposant sur une stabilisation par prothèses extra-articulaires, ou des ostéotomies, sont actuellement utilisées et fournissent des résultats fonctionnels satisfaisants. Ces techniques ne permettent cependant pas de rétablir une biomécanique articulaire physiologique, engendrant des complications avec notamment une dégradation arthrosique et l'apparition potentielle de lésions méniscales.

Chez l'Homme, les techniques de reconstruction intra-articulaire se basant sur l'utilisation d'autogreffes constituent la prise en charge de référence de la rupture du ligament croisé antérieur. En chirurgie vétérinaire, ces techniques présentent historiquement un taux d'échec important, s'expliquant par de fortes réactions inflammatoires ainsi qu'une usure prématurée des implants entraînant leurs ruptures. Cependant l'émergence de nouveaux polymères et les traitements de ces derniers ont permis d'améliorer les propriétés mécaniques ainsi que la tolérance biologique des ligaments synthétiques, suscitant un regain d'intérêt pour ces techniques.

Les techniques de reconstruction intra-articulaire présentent les avantages de pouvoir être réalisées par un abord mini-invasif ainsi que de permettre une meilleure reconstitution de la biomécanique articulaire par rapport aux techniques d'ostéotomies. En revanche, les techniques se basant sur l'utilisation de greffe se heurtent à l'absence chez le chien de greffon ayant des propriétés mécaniques suffisantes sans que leur prélèvement n'induisse de conséquences fonctionnelles délétères. En conséquence, les techniques se développant chez le chien sont actuellement plutôt orientées sur l'utilisation de ligaments synthétiques seuls ou en association avec des allogreffes, ces derniers levant un problème de disponibilité avec la nécessité de formation de banque de prélèvements. Pour ces techniques, la littérature vétérinaire récente fait cependant état de résultats fonctionnels encourageants, notamment avec l'émergence du concept d'intégration biologique de la prothèse. Avant de pouvoir envisager une utilisation à plus grande échelle, des études complémentaires sont nécessaires en particulier sur les choix d'implantation (reconstruction anatomique ou isométrique).

MOTS CLÉS :

LIGAMENT / LIGAMENT CROISÉ CRÂNIAL / ENTORSE / BOITERIE / GRASSET / TECHNIQUE CHIRURGICALE / ORTHOPEDIE / LIGAMENT ARTIFICIEL / GREFFE / TENDON / CHIEN

JURY :

Président : Pr Nathalie CREVIER-DENOIX

Directrice de thèse : Pr Véronique VIATEAU

Examinatrice : Dr Émeline MAURICE

INTERESTS AND LIMITATIONS OF INTRA-ARTICULAR STABILIZATION OF THE STIFLE JOINT IN DOGS

AUTHOR: Aurélien CAUCHY

SUMMARY:

Cranial cruciate ligament rupture is one of the most common causes of hind limb lameness in veterinary medicine. Its management is exclusively surgical, with several techniques currently in use, ranging from extra-articular stabilization with synthetic ligaments to tibial osteotomies, all of which provide satisfactory functional outcomes. However, these techniques do not restore physiologic joint biomechanics, with subsequent progression of degenerative joint disease and possibly, meniscal lesions.

In humans, intra-articular reconstruction techniques using autografts are the gold standard for treatment of anterior cruciate ligament rupture. In veterinary medicine, historically, these techniques have had a high failure rate due to inflammatory response and implant wear with subsequent failure. However, improvements of polymers and their treatments have increased the mechanical properties and biocompatibility of synthetic ligaments, renewing interest in these techniques.

Intra-articular reconstruction techniques offer the advantages of being performed through a minimally invasive approach and allowing better restoration of joint biomechanics compared to osteotomy techniques. However, techniques that relied on grafts are challenged by the lack of grafts with sufficient mechanical properties without causing adverse functional consequences upon harvesting in dogs. As a result, techniques developed in dogs are currently focused on the use of synthetic ligaments used alone or combined with allografts, the latter posing availability issues requiring the establishment of graft banks. Recent veterinary literature, however, reports encouraging functional outcomes with these techniques, particularly with the emergence of the concept of biological integration of the synthetic ligament. Before considering their widespread use, further studies are needed, especially regarding the surgical technique (anatomical or isometric implantation).

KEYWORDS:

LIGAMENT / CRANIAL CRUCIATE LIGAMENT / SPRAIN / LAMENESS / STIFLE JOINT / SURGICAL TECHNIQUE / ORTHOPEDICS / ARTIFICIAL LIGAMENT / GRAFT / TENDON / DOG

JURY:

Chairperson: Pr Nathalie CREVIER-DENOIX

Thesis Director: Pr Véronique VIATEAU

Reviewer: Dr Émeline MAURICE