



HAL
open science

Ligamentoplastie synthétique et traitement chirurgical de la rupture du ligament croisé crânial chez le chien : analyses de l'existant, développement et évaluations d'un nouveau système de stabilisation

Bastien Goin

► **To cite this version:**

Bastien Goin. Ligamentoplastie synthétique et traitement chirurgical de la rupture du ligament croisé crânial chez le chien : analyses de l'existant, développement et évaluations d'un nouveau système de stabilisation. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2023. Français. NNT : 2023LYO10258 . tel-04861191

HAL Id: tel-04861191

<https://theses.hal.science/tel-04861191v1>

Submitted on 2 Jan 2025

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.



THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Ecole Doctorale N° 162
Mécanique, Énergétique, Génie civil, Acoustique

Discipline : Orthopédie

Soutenue publiquement le 06/12/2023, par :
Bastien Goin

Ligamentoplastie synthétique et traitement chirurgical de la rupture du ligament croisé crânial chez le chien : analyses de l'existant, développement et évaluations d'un nouveau système de stabilisation

Devant le jury composé de :

SERVIEN, Elvire : Professeur des Universités - Praticienne Hospitalière ; Université Claude Bernard Lyon 1

VACHER, Pierre : Professeur des Universités ; Université Savoie Mont Blanc

VIATEAU, Véronique : Professeur des Universités - Praticienne Hospitalière ; Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort

SANDOZ, Baptiste : Maître de Conférences ; Arts et Métiers Sciences et Technologies

MASSENZIO, Michel : Professeur des Universités ; Université Claude Bernard Lyon 1

CACHON, Thibaut : Maître de Conférences ; VetAgro Sup (Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon)

Présidente

Rapporteur

Rapportrice

Examineur

Directeur de thèse

Co-directeur de thèse

Invités

LAFON, Yoann : Directeur de Recherche ; Université Gustave Eiffel

CHABRAND, Patrick : Professeur des Universités ; Aix-Marseille Université

MANASSERO, Mathieu : Professeur des Universités - Praticien Hospitalier ; Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort

VIGUIER, Eric : Professeur des Universités - Praticien Hospitalier ; VetAgro Sup (Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon)

Invité

Invité

Invité

Remerciements

Pr. Eric VIGUIER de m'avoir ouvert les portes du service de chirurgie de VetAgro Sup en 2018 lors de mon tout premier stage en master 1. Grâce à vous, j'ai pu réaliser mon rêve, celui de travailler avec des chirurgiens vétérinaires dans l'élaboration et l'évaluation de prothèses orthopédiques à destination des petits animaux de compagnie. Votre implication dans la recherche comme en témoignent nos incalculables soirées à planter et tester des pièces anatomiques, m'ont immédiatement passionné tout comme vous l'étiez. Dès lors, je n'ai eu de cesse de vouloir repousser mes limites et vous rendre tout ce que vous me donniez. Une synergie vertueuse s'est alors immédiatement mise en place alimentée par votre disponibilité, plus particulièrement les soirs de deadline, où nous retravaillions ensemble les articles devant être soumis avant minuit ! Vos nombreux conseils et directives m'ont permis de me rendre toujours plus rigoureux dans mon travail et la confiance que vous m'accordiez nous a permis de monter ce projet de thèse. Pour toutes ces raisons, je vous dédie ce travail qui, je l'espère, saura répondre à vos attentes, vous qui m'avez permis de faire de ma passion un travail.

Dr. Yoann LAFON pour ta gentillesse et ton dévouement à mon égard. Ton organisation alliée à tes compétences impressionnantes dans des domaines les plus variés m'ont permis d'apprendre énormément à tes côtés. C'était un réel plaisir d'avoir pu travailler avec toi.

Dr. Thibaut CACHON pour l'efficacité de nos échanges, ta disponibilité, tes idées et ta vision pragmatique de chaque situation qui m'ont beaucoup aidé dans le développement de l'implant de fixation tibiale et au-delà. J'ai également beaucoup apprécié nos moments de partages depuis mon arrivée au service de chirurgie.

Pr. Michel MASSENZIO pour ton suivi, ton aide et ton soutien lorsque certaines périodes étaient plus difficiles que d'autres et cela, tout au long de mon doctorat. Je n'oublie pas également nos coups de téléphone réguliers, toujours très efficaces !

A vous quatre, je n'aurais pas pu rêver meilleurs encadrants de thèse. Grâce à vous, ce doctorat a été un véritable bonheur du premier jusqu'au dernier jour. J'ai été honoré d'avoir eu la chance d'être votre doctorant.

Pr. Patrick CHABRAND pour votre écoute et votre soutien tout au long de mon master et cela depuis la toute première semaine de celui-ci où je vous avais présenté mon

projet professionnel : celui de travailler dans l'univers des implants orthopédiques vétérinaires. Quelques mois après, je rencontrais le **Pr. Eric VIGUIER** grâce à vous.

Drs. Quentin, Fabien, Loïc, Mathieu, Nicolas, Maxime, Victor, Aurelien et bien sûr **Paul** pour nos échanges et nos multiples nuits à « manipuler » ensemble au laboratoire de biomécanique de VetAgro Sup, toujours dans la joie et la bonne humeur, mais surtout dans le speed afin d'obtenir des résultats immédiatement intégrés dès le lendemain aux rapports de master et autres publications que nous avons rédigés ensemble en un temps record !

La Société **NOVETECH SURGERY** et plus particulièrement **Mr. Victor ROBALO** et **Mme. Maud BOURESCHE** qui m'ont fait confiance dès le début (ou presque) de la création de la société en me confiant le développement scientifique de celle-ci. Quelques mois plus tard, alors que je n'étais qu'un stagiaire, nous commençons ensemble à rédiger le projet de doctorat que je souhaitais mener. Sans votre soutien, rien de tout cela n'aurait pu être possible ! Je n'oublie pas également **Mr. Zsolt SZABO-RACZ** : « *Allo cher docteur, que puis-je faire pour vous ?* » ni **Dr. Antonin CRUMIERE** pour nos échanges scientifiques enrichissants et ton aide entre Docteur et presque* Docteur ! Merci.

Mr. Manuel GARCIA tellement de choses à dire et si peu de place pour résumer tout ce que tu as su m'apporter et m'inculquer. Nos années à travailler ensemble m'ont permis de grandir, tant sur le plan personnel que professionnel. C'est en grande partie grâce à toi que j'ai su prendre confiance en moi en tant que jeune professionnel. Tu m'as fait confiance et aujourd'hui, je continue à grandir en essayant de suivre le chemin que tu m'as montré.

Dr. Philippe BUTTIN, Dr. Julien LETESSON et **Dr. François FAUQUEUX** pour nos échanges et nos moments de partages tant professionnels qu'informels qui m'ont permis de comprendre toutes les facettes propres au monde de la chirurgie vétérinaire grâce à vous qui êtes de parfaits représentants de cette magnifique profession !

Ma famille, qui m'a toujours soutenu et écouté... Phrase la plus clichée qui puisse exister lors de remerciements mais qui prend tout son sens pour les membres de la famille GOIN et PERTAT.

Ma fiancée, Mlle. Mélanie RANIA, qui a dû supporter mes incalculables nuits blanches à taper inlassablement sur ce fichu clavier d'ordinateur afin de rédiger documents

et autres articles scientifiques ainsi que mon rythme d'oiseau de nuit, toujours vissé sur ma chaise d'ordinateur avec « le gros chien », **KAAL**, endormi à mes pieds n'attendant qu'une chose : l'heure des croquettes ! Merci pour ton soutien, ton écoute et la construction de nos projets futurs qui sont toujours en adéquation avec les rêves et les envies de l'autre. Sans toi, je n'aurais jamais réussi mon parcours Universitaire jusqu'en doctorat. C'est une certitude.

A vous, **membres du jury de thèse**, d'avoir accepté de relire mon travail de recherche. Je vous retrouve dans quelques semaines lors de la soutenance qui, je l'espère, saura répondre à vos attentes. Je vous souhaite une agréable lecture.

Enfin, il est difficile de n'oublier personne et d'être exhaustif lorsque nous devons remercier les personnes qui ont contribué, soutenu et rendu possible cette fabuleuse aventure qu'est le doctorat. Alors, pour celles et ceux que je n'ai pas cités ici, ces remerciements vous sont destinés.

*Pensées émues à **Mr. Michel MASSEGLIA**, disparu prématurément, professeur d'anatomie à l'UFR STAPS de Nice qui a fait naître en moi une passion débordante pour l'anatomie et l'ostéologie qui me conduira quelques années plus tard...
...à la discipline de la biomécanique*

Résumé

La rupture du ligament croisé crânial (rLCC) est la pathologie orthopédique du membre pelvien la plus fréquemment rencontrée chez le chien avec une prévalence estimée à 4,87 %. Cette affection provoque une instabilité sur le plan crânio-caudal et en rotation interne du tibia par rapport au fémur source de douleurs et de boiteries chez le chien. Son traitement est majoritairement d'ordre chirurgical. Différentes techniques sont alors proposées : modification de la conformation biomécanique du grasset par ostéotomie(s) afin de supprimer le rôle mécanique du LCC soit par stabilisation intra ou extra-articulaire du grasset à l'aide d'implants synthétiques ou biologiques associées leur système de fixation propres. L'objectif de ce travail est (i) de réaliser une revue de la littérature du domaine spécifique d'étude (ii) de rapporter les recherches ayant conduites à la compréhension et l'amélioration d'une technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC initialement décrite par l'industriel (iii) le développement d'une technique de stabilisation intra-articulaire synthétique via le développement d'un nouvel implant de fixation tibiale « NovaFix » propre aux contraintes et spécificités anatomiques et biomécaniques de la rupture du LCC chez le chien basé sur les savoirs acquis grâce aux recherches préalables de la thématique de recherche, suivi de l'évaluation de sa performance en régime statique et en fatigue mis au regard des fixations initiales par vis d'interférence. Les résultats biomécaniques obtenus au cours de ce travail de recherche mettent en évidence des performances accrues à l'avantage du NovaFix. Enfin, (iv) une conclusion et la présentation des perspectives biomécaniques et cliniques viendra achever ce travail.

Mots clés : Analyse biomécanique, ligament croisé crânial, reconstruction ligamentaire synthétique, implant en UHMWPE, chien.

Abstract

Rupture of the cranial cruciate ligament (rCCL) is the most frequently encountered orthopedic pathology of the pelvic limb with an estimated prevalence of 4.87% in dogs. This condition causes instability on the cranio-caudal plane and in internal rotation of the tibia in relation to the femur, which is a source of pain and lameness in dogs. Its treatment is mainly surgical. Different techniques are then proposed: modification of the biomechanical conformation of the stifle by osteotomy(s) in order to eliminate the mechanical role of the CCL either by intra or extra-articular stabilization of the stifle using synthetic or biological prostheses associated with their own fixation system. The objective of this work will is (i) to carry out a literature review of the specific field of study (ii) to report the research leading to the understanding and improvement of a synthetic intra-articular reconstruction technique of the LCC initially described by the manufacturer (iii) the development of a synthetic intra-articular stabilization technique via the development of a new tibial fixation implant "NovaFix" specific to the anatomical and biomechanical constraints and specificities of LCC rupture in dogs based on the knowledge acquired thanks to preliminary research on the research theme, followed by the evaluation of its performance in static and fatigue conditions compared to the initial fixations by interference screw. The biomechanical results obtained during this research work highlight increased performance to the advantage of NovaFix. Finally, (iv) a conclusion and the presentation of the biomechanical and clinical perspectives will complete this work.

Keywords: Biomechanical analysis, cranial cruciate ligament, synthetic ligament reconstruction, UHMWPE implant, dog.

Table des matières

Remerciements.....	2
Résumé.....	6
Abstract.....	6
Table des matières.....	7
Contexte et origine du projet de recherche.....	9
Introduction générale.....	11
Chapitre n°1. Bibliographie.....	13
Partie I. Rupture du LCC : Pathologie et traitements chirurgicaux.....	13
1) Référentiel anatomique chez le chien.....	13
2) L'articulation du grasset.....	14
3) Description du ligament croisé crânial chez le chien.....	16
4) Etiologie et physio-pathologie de la rLCC chez le chien.....	18
5) Diagnostic de la rLCC et techniques de traitement chirurgicales.....	22
6) Conclusion.....	40
Partie II. Evaluations biomécaniques de la stabilisation passive de l'articulation.....	42
1) Approche en chirurgie vétérinaire.....	42
2) Approche en chirurgie humaine.....	55
3) Conclusion.....	65
Chapitre n°2. Compréhension du comportement du LCC physiologique et recherches préalables conduisant à l'évaluation en régime statique et en fatigue de sa technique de reconstruction synthétique.....	66
Partie I. Introduction.....	66
1) Scientifique.....	66
2) Objectifs des recherches préalables.....	68
Partie II. Matériel et Méthodes.....	69
1) Implants synthétiques et système de fixation.....	69
2) Méthode.....	73
Partie III. Résultats et Discussions.....	83

1) Evaluations du comportement du LCC physiologique en traction quasi-statique à rupture (Rafael et al. 2021).....	83
2) Evaluation de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC initialement décrite par l'industriel.....	86
3) Evaluation biomécanique de deux variations de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC.....	109
Partie IV. Conclusions et perspectives.....	116
<i>Chapitre n°3. Développement et évaluation biomécanique d'un nouveau système de fixation tibiale</i>	<i>119</i>
Partie I. Développement	119
1) Contraintes cliniques, industrielles et normatives	119
2) Description succincte de l'implant « NovaFix ».....	121
3) Description de la technique de reconstruction synthétique du LCC avec l'association d'une vis d'interférence et du NovaFix comme système de stabilisation passif du grasset.....	122
Partie II. Performance de l'implant NovaFix en quasi-statique.....	126
1) Protocole d'essai	126
2) Résultats et Discussion.....	128
Partie III. Performance de l'implant NovaFix en fatigue	131
1) Protocole d'essai	131
2) Résultats	139
3) Discussion et comparaison des résultats avec l'existant.....	147
<i>Conclusions générales et perspectives</i>	<i>154</i>
<i>Références</i>	<i>159</i>
<i>Annexe n°1 : Consignes d'utilisation du Novalig</i>	<i>176</i>
<i>Annexe n°2 : Fonctions Principales (FP) et Fonctions Contraintes (FC) listées puis représentées en diagramme pieuvre.....</i>	<i>178</i>
<i>Annexe n°3 : Description étendue du NovaFix associé à son ancillaire d'implantation spécifique</i>	<i>181</i>
<i>Annexe n°4 : Résultats bruts des onze essais biomécaniques en fatigue.....</i>	<i>186</i>

Contexte et origine du projet de recherche

De nombreux manuscrits de thèses que j'ai eu l'occasion de lire ne traitent que de la thématique scientifique qui a été confiée au doctorant en passant complètement sous silence le projet général dans lequel celui-ci s'articule et plus largement dans quel contexte (scientifique, économique et sanitaire) celui-ci s'inscrit. Ce travail de recherche a été effectué sous contrat CIFRE et c'est pourquoi, plusieurs points importants, nécessaires à la compréhension de ce travail doivent alors vous être présentés :

Issu d'une formation STAPS, ce n'est qu'en master que j'ai pu me rapprocher du monde vétérinaire qui m'a toujours passionné grâce à l'intermédiaire du **Pr. Patrick CHABRAND** et grâce au **Pr. Eric VIGUIER** qui m'a accueilli au service de chirurgie de **VetAgro Sup** en mai 2018 au travers d'un stage hors cursus Universitaire.

Mai 2018 est aussi la date de création du Laboratoire de Biomécanique du laboratoire **ICE (Interactions Cellules Environnement)** rattaché à **VetAgro Sup** dans lequel j'ai pu acquérir mes premières compétences dans le domaine de l'évaluation biomécanique d'implants orthopédiques vétérinaires grâce aux conseils du **Pr. Eric VIGUIER**.

Au-delà de l'aspect purement biomécanique, j'ai également pu découvrir le fonctionnement du CHUV (Centre Hospitalier Universitaire Vétérinaire) et plus particulièrement le service de chirurgie des petits animaux de compagnie allant de la consultation préopératoire, en passant par le bloc chirurgical pour finir par le suivi postopératoire. Cette découverte du fonctionnement global de la médecine vétérinaire qui m'était alors complètement inconnu jusqu'à lors, tant d'un point de vue organisationnel (imageries médicales, stérilisation du matériel, salle de préparation, anesthésie, soins intensifs etc.) que fonctionnel (planification préopératoire, utilisation des équipement et ancillaires à disposition du chirurgien, étapes de la chirurgie etc.), m'a permis de comprendre les enjeux mais surtout les applications cliniques des recherches scientifiques menées en amont de la commercialisation de tout dispositif médical.

C'est en février 2019 que j'ai débuté mon stage de master II, toujours à **VetAgro Sup** mais également avec le **Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC)** et encadré par le **Pr. Eric VIGUIER** avec cette fois-ci un partenaire industriel : **Novetech Surgery**.

A l'époque, **Novetech Surgery**, venait d'être créé et avait moins de 2 ans d'existence pourtant nous travaillions déjà sur la rédaction de l'annexe technique à déposer à l'ANRT en vue de débiter une thèse CIFRE à l'issue de mon stage de master II.

Comme vous avez pu le constater, cette thématique de recherche s'inscrit dans la durée ainsi qu'une volonté commune de pérenniser les liens entre le **LBMC – VetAgro Sup** et **Novetech Surgery** au travers de cette thèse sous contrat CIFRE.

Cependant, certaines limites ont dû être prises en compte dans la mise en place de ce projet de thèse. Les deux limites majeures sont : (i) le **raffinement des coûts** imposé par le « jeune » partenaire industriel et (ii) l'aspect **novateur de la thématique de recherche** initié.

- 1) En effet, le contrôle des coûts était primordial pour la startup **Novetech Surgery** qui s'engageait pour 3 ans dans une nouvelle thématique de recherche. Cette limite nous a donc contraints à faire des choix et opter pour des simplifications de protocole d'étude qui certes s'éloignaient de ceux publiés dans la thématique de recherche mais nous permettraient d'obtenir tout de même des résultats nécessaires à notre montée en compétence scientifique sur ce domaine d'étude mais également de permettre à Novetech Surgery d'obtenir des résultats préliminaires réguliers.
- 2) L'aspect novateur de cette thématique de recherche est pour tout scientifique une manne intellectuelle. Cependant, il est important de rappeler qu'aucune antériorité scientifique ou technique n'était disponible dans la littérature vétérinaire sur ce type précis d'implant en UHMWPE. Il nous aura donc fallu du temps et de nombreux essais biomécaniques afin de comprendre, analyser et proposer des axes d'améliorations à cette nouvelle technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC chez le chien.

Aussi, ces limites font également l'originalité et la singularité de ce travail de recherche qui rapporte le cheminement intellectuel et scientifique complet allant de la découverte de la technique et l'élaboration d'un banc d'essai en passant par la compréhension et l'analyse des résultats obtenus pour finir par des propositions d'axes d'amélioration et de développement qui vous seront présentés dans la prochaine partie de ce travail.

Introduction générale

La rupture du ligament croisé crânial (rLCC) est la pathologie orthopédique du membre pelvien la plus couramment diagnostiquée chez le chien avec une prévalence estimée à 4,87% (Witsberger et al. 2008). Si son origine précise n'est à l'heure actuelle toujours pas clairement identifiée, la communauté scientifique s'accorde sur le fait que cette pathologie serait d'origine multifactorielle associant causes mécaniques (Hayashi, Frank, Dubinsky, et al. 2003; Cook 2010; Duerr et al. 2007) et biologiques (Amiel, Billings, et Harwood 1990; Everts et al. 1996; Murakami et al. 2006). Le coût associé à la prise en charge clinique de cette affection est également à considérer : par exemple, en 2003, les coûts de prise en charge s'élevaient à 1,3 milliard de dollars aux Etats-Unis (Wilke et al. 2005). Ainsi, la forte prévalence de cette affection ligamentaire alliée à son marché économique a poussé chercheurs et industriels à focaliser leurs efforts pour trouver un traitement chirurgical de référence. Ainsi, c'est au milieu du XX^{ème} siècle que la première technique chirurgicale de traitement de la rLCC chez le chien a été décrite par Paatsama (Paatsama 1952) : l'auteur proposait la reconstruction intra-articulaire du ligament croisé crânial (LCC) par une autogreffe de fascia lata. Par la suite, en 1975, Flo a alors décrit une technique de stabilisation extra-articulaire du grasset à l'aide d'une suture fémoro-tibiale (Flo 1975). Plus tardivement en 1993, Slocum proposa un autre concept de traitement de la rLCC par ostéotomie de nivellement du plateau tibial (TPLO) (Slocum et Slocum 1993). Actuellement, ces deux dernières techniques sont considérées comme les traitements chirurgicaux de référence, définies comme « Gold Standard », et appelées en pratique vétérinaire respectivement « Flo » pour les chiens de petits gabarits (<15 Kg) (Flo 1975; Comerford et al. 2013) et « TPLO » pour les chiens (>15 Kg) (Slocum et Slocum 1993; Pfeil et al. 2018).

Cependant, depuis quelques années, de plus en plus de voix s'élèvent dans la communauté scientifique afin de mettre en évidence les limites de la technique dite de « TPLO ». Des auteurs soulignent par exemple l'absence de solution au traitement de la rotation interne du tibia par rapport au fémur (Gatineau et al. 2011), de lésions iatrogènes causés à l'animal au cours de l'intervention (Conzemius et al. 1997; Boudrieau 2009)... Ces écueils expliquent un regain d'intérêt scientifique manifeste autour des reconstructions intra-articulaires du LCC depuis 2016, tant sur l'utilisation d'implants synthétiques (Barnhart et al. 2016; Cook et al. 2017; Prada, Silva, et Minto 2018) que d'allogreffes (Biskup et Conzemius 2020).

Depuis 2017, la société Novetech Surgery s'est lancée sur le marché de la réparation intra-articulaire synthétique du LCC avec la technique Novalig®. Plusieurs articles d'évaluations biomécaniques *ex vivo* de cette technique, qui seront abordés au cours de cette thèse ont rapporté des résultats très encourageants (Blanc et al. 2019; Goin et al. 2019; Rafael et al. 2020; Goin et al. 2022). Cependant, la fixation tibiale de l'implant synthétique a été identifiée comme un point faible récurrent.

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'une thèse sous contrat CIFRE en partenariat avec l'industriel Novetech Surgery, fabricant d'implants orthopédiques à usage vétérinaire exclusif. Ce travail s'appuie sur un état de l'art des techniques de fixation vétérinaires et humaines du traitement de la rLCC, ainsi que sur les méthodes expérimentales pour l'évaluation de leurs performances biomécaniques (**Chapitre n°1**). L'objectif de ces recherches préalables est la compréhension du comportement biomécanique du LCC physiologique ainsi que l'étude et l'amélioration de l'existant chez Novetech Surgery (tant du point de vue de l'instrumentation que de la technique chirurgicale) (**Chapitre n°2**) puis, le développement d'une technique de stabilisation intra-articulaire synthétique via le développement d'un nouvel implant de fixation tibiale propre aux contraintes et spécificité anatomiques et biomécanique de la rupture du LCC chez le chien basé sur les savoirs acquis grâce aux recherches préalables de la thématique de recherche, suivi de l'évaluation de sa performance au regard des fixations initiales par vis d'interférence (**Chapitre n°3**). Une conclusion générale achève la présentation de ce travail, en s'appuyant sur une mise en perspectives par des pré-essais cliniques.

Chapitre n°1. Bibliographie

Cette revue de l'état de l'art introduit l'anatomie du grasset chez le chien, la physiopathologie de la rLCC puis les différents traitements chirurgicaux dans la partie I. La partie II présente les méthodes d'évaluation biomécanique rapportées dans la littérature pour l'étude des systèmes de reconstruction du LCC en chirurgie vétérinaire puis en chirurgie humaine.

Partie I. Rupture du LCC : Pathologie et traitements chirurgicaux

1) Référentiel anatomique chez le chien

Pour toute description anatomique, il est important de rappeler le référentiel dans lequel nous nous plaçons. En effet, notre sujet d'étude étant le chien, un référentiel anatomique propre lui est dédié (**Figure 1**).

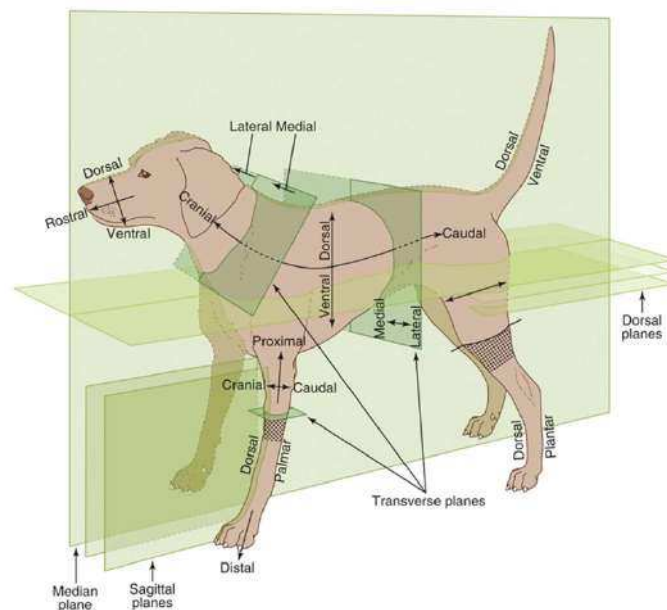


Figure 1. Référentiel anatomique du chien (Dyce, Sack, et Wensing 2009)

Ainsi, le référentiel anatomique canin dédié (**Figure 1**) est composé de trois plans divisant le corps en deux zones distinctes :

- Le plan frontal : crânial vs. caudal
- Le plan transverse : dorsal vs. plantaire
- Le plan sagittal : latéral vs. médian

2) L'articulation du grasset

Le grasset est une articulation synoviale complexe constituée principalement de l'articulation fémoro-tibiale et de l'articulation fémoro-patellaire (**Figure 2**).

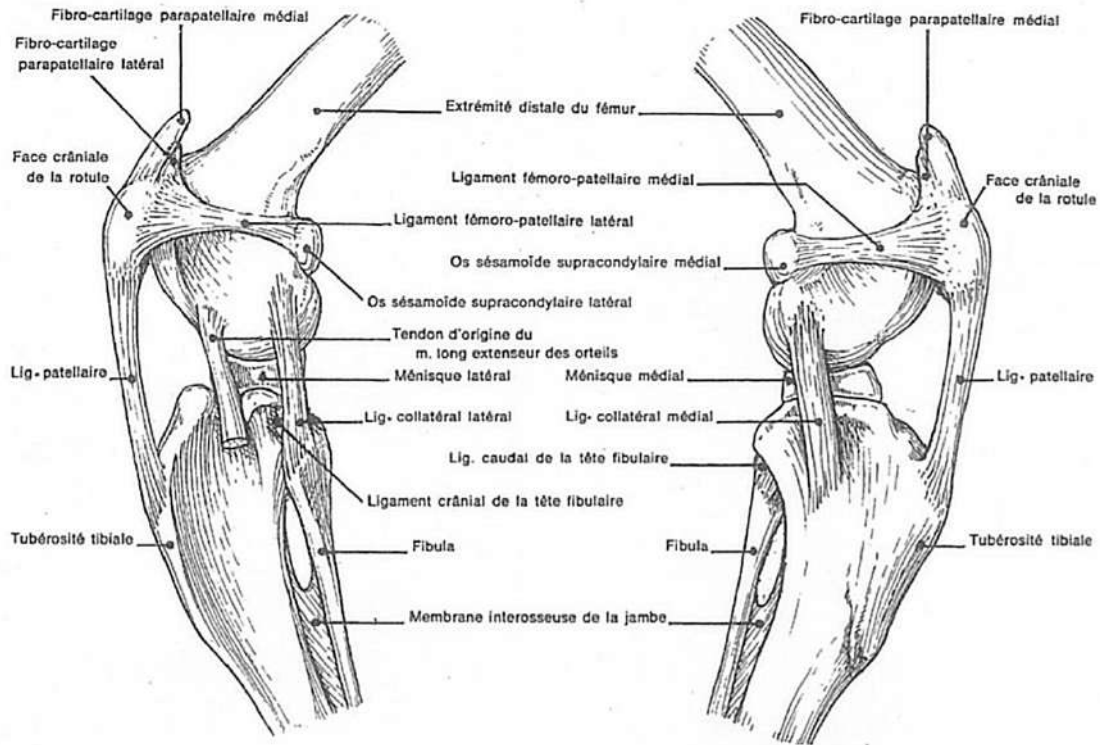


Figure 2. Schéma anatomique en vue latérale du grasset chez le chien (Barone 1999a)

L'articulation du grasset est une articulation à grande amplitude de mouvement de 135° dont, 30° en flexion maximale et jusqu'à 165° en extension complète (Agostinho et al. 2011). Elle est constituée de différents types de structures agissant en synergies afin de permettre la mise en mouvement du membre pelvien chez le chien. En effet, l'articulation du grasset est composée :

- De plusieurs os : fémur, tibia, fibula, patella et os sésamoïdes. Les os supportent les structures corporelles et transmettent les efforts générés par la contraction des muscles afin de permettre le mouvement. Les surfaces articulaires, localisées au niveau des épiphyses des os longs (fémur, tibia) sont recouvertes de cartilages.
- De plusieurs ligaments : ligament croisé crânial et caudal, ligaments collatéraux médial et latéral et ligament patellaire. Les ligaments sont des structures passives qui guident et limitent la cinématique articulaire.

- Des ménisques, un par condyle, qui augmente la congruence articulaire, guident le mouvement relatif du fémur par rapport au tibia et participent à la distribution des pressions de contact.
- D'une capsule articulaire recouverte d'une membrane synoviale qui circonscrit le liquide articulaire assurant la lubrification et la nutrition de l'articulation : la synovie.

En plus de ces structures, l'articulation du grasset est pontée de part et d'autre par des muscles qui génèrent le mouvement et participent à la stabilisation dynamique de l'articulation. Les principaux muscles sont le quadriceps, les ischios-jambiers ainsi que les gastrocnémiens.

La modélisation multi-corps rigide disponible via le logiciel OpenSim par exemple, est très exploité chez l'homme. Cependant, un seul article scientifique a été publié sur modèle canin s'intéressant plus particulièrement aux membres antérieurs. Dans ce cadre, cet outil ne peut malheureusement pas être utilisé car notre thématique d'étude porte sur les membres pelviens (i.e. postérieur) (Stark et al. 2021). Aucune expérimentation n'est proposée par les auteurs afin de valider les résultats obtenus. Or on sait que ses modèles sont très dépendants des paramètres d'entrées qui n'ont pas été validés par la communauté scientifique (Hosseini et al. 2022; Valente et al. 2014). L'incertitude des paramètres influence peu les activités musculaires cependant, ils peuvent néanmoins jouer un rôle dans les données de frottement. Toute fois la validation au regard de données expérimentale demeure essentielle pour assoir la crédibilité des modèles (Viceconti et al. 2021).

3) Description du ligament croisé crânial chez le chien

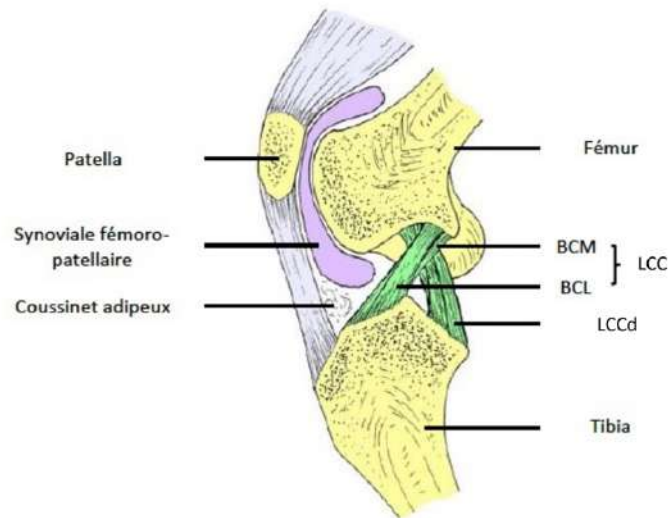


Figure 3. Schéma anatomique en vue latérale du grasset chez le chien (Chatelain 1991).

Anatomie descriptive et fonctionnelle :

Le ligament croisé crânial est une structure intra-articulaire extrasynovial. Il est en effet recouvert par une fine couche de membrane synoviale l'isolant du reste de l'articulation et du liquide synovial. Il s'insère proximale sur le fémur et distalement sur le tibia (**Figure 3**). Son insertion fémorale est située sur la face médiale et caudo-proximale du condyle latéral (**Figure 4**). Son insertion tibiale est située dans la partie crâniale et médiale de l'aire intercondyloire, juste caudalement au ligament inter-méniscal (**Figure 5**).

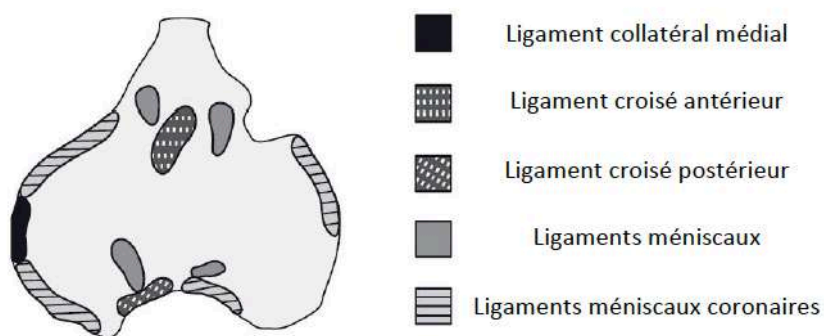


Figure 4. Localisation des insertions ligamentaires en partie tibiale et plus particulièrement l'insertion tibiale du ligament croisé antérieur (crânial) chez le chien d'après Muir et al. (Muir 2018).

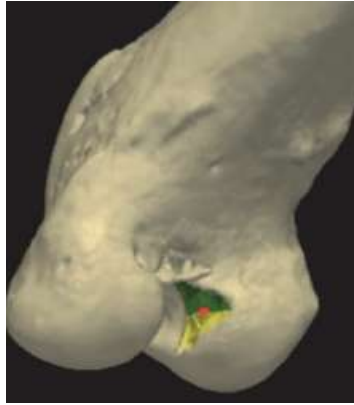


Figure 5. Localisation (point rouge) de l'insertion fémorale du ligament croisé crânial chez le chien d'après Bolia et al. (Bolia, Winkels, et Böttcher 2015).

On distingue chez le chien deux bandes qui s'enroulent l'une autour de l'autre au cours du mouvement (en rotation externe à 90°) : L'une bande crânio-médiale (BMC) et l'autre bande caudo-latérale (BCL) (Barone 1999b) (**Figure 3**). Lors de l'appui, la bande crânio-médiale est tendue tout au long du mouvement alors que la bande caudo-latérale n'est tendue qu'en extension. Le ligament croisé crânial joue un rôle important dans la stabilité articulaire. Le LCC limite l'avancée crâniale du tibia par rapport au fémur, la rotation interne et l'hyperextension de l'articulation.

Organisation microscopique

Le LCC est un tissu conjonctif fibreux pour 20% du volume tissulaire, formé d'un réseau cellulaire tridimensionnel, constitué de fibroblastes (parfois appelés ligamentocytes). Ces cellules fusiformes d'origine mésenchymateuse sont responsables de la sécrétion et du renouvellement de la matrice extracellulaire (MEC) occupant les 80 % restant et entourant ces cellules.

La MEC est composée d'une partie fibreuse majoritairement constituée de collagène et d'élastine et ayant des fonctions essentiellement mécaniques. La seconde partie est une substance fondamentale amorphe, sous forme de gel, constituée d'eau et de glycosaminoglycanes, comblant l'espace existant entre les fibres, stabilisant l'ensemble de la structure et apportant une résistance en compression au tissu (Leroy 2013).

Le ligament croisé crânial est faiblement vascularisé notamment dans sa région centrale et possède une faible capacité de cicatrisation.

4) Etiologie et physio-pathologie de la rLCC chez le chien

Etiologie

La majorité des ruptures du LCC chez le chien survient sans traumatisme aiguë suggérant un stade final de dégénérescence progressive du ligament lui-même (Pond et Campbell 1972; Arnoczky et Marshall 1981; Moore et Read 1996; Narama et al. 1996).

L'étiopathogénie des lésions amenant à la rupture spontanée du LCC n'est pas clairement établie et semble multifactorielle via des processus mécaniques et biologiques.

Facteurs mécaniques

Des facteurs mécaniques tels, qu'une instabilité articulaire, un dysfonctionnement musculaire, ou encore des anomalies de conformation (genu varum (Duerr et al. 2007; Cook 2010), de pente tibial excessive, de valgus fémoral (Slocum et Devine 1984)) sont mises en causes dans la survenue d'une lésion du ligament croisé crânial. En effet, ces anomalies augmentent les contraintes s'exerçant sur le LCC notamment en cisaillement et peuvent conduire à des microlésions précédant la rupture (Hayashi, Frank, Dubinsky, et al. 2003).

Facteurs physiopathologiques

La physiologie du LCC est particulière. En effet, il s'agit d'un ligament intra-articulaire extra-synovial, il est isolé du liquide synovial composant son environnement par une fine couche de membrane synoviale (gaine protectrice) (De Rooster, De Bruin, et Van Bree 2006; Alm et Strömberg 1974; Arnoczky, Rubin, et Marshall 1979). Ainsi, une microlésion du LCC et de la membrane synoviale exposera les fibres de collagène du ligament au liquide synovial, altérant la physiologie du tissu et favorisant sa dégénérescence. Également, le ligament en contact avec le liquide synovial, favorisera le maintien d'une inflammation articulaire.

De plus, le LCC est un tissu peu vascularisé notamment dans ses parties centrale et distale (Hayashi et al. 2011). Il possède donc de mauvaises qualités de régénération, ce qui contribue à sa pathogénie en présence d'une lésion.

Facteurs biologiques

À la suite d'une lésion du ligament, la stabilité phénotypique et la survie des fibroblastes, essentielles au maintien d'une MEC appropriée, seront alors compromises. Les modifications incluent une diminution de la densité cellulaire, une métaplasie chondroïde des fibroblastes survivants et une perturbation importante de l'architecture organisée du collagène de la MEC (Hayashi, Frank, Dubinsky, et al. 2003).

Mort cellulaire des fibroblastes

Les mécanismes conduisant à la mort cellulaire des fibroblastes sont mal connus. Des modifications de l'activité biochimique seraient en jeu (Fujita et al. 2006; Muir et al. 2005). De plus, une dérégulation de la mort cellulaire est considérée comme un élément central dans les pathologies du ligament croisé canin (Gyger et al. 2007). Deux mécanismes possibles sont discutés dans l'induction de la mort des cellules ligamentaires : la nécrose d'une part (Hayashi, Frank, Hao, et al. 2003), et l'apoptose d'autre part (Gyger et al. 2007; Krayner et al. 2008).

À la suite d'une microlésion, la perturbation biochimique entraînerait un déséquilibre entre les facteurs induisant l'apoptose et les facteurs anti-apoptotiques et finalement favoriserait l'induction de la mort cellulaire (Murakami et al. 2006). En particulier, les fibroblastes du LCC sembleraient plus sensibles aux inducteurs de l'apoptose par rapport à ceux du LCC, ce qui pourrait être pertinent pour la pathogenèse d'une rupture prédominante de ce ligament chez le chien (Forterre, Zurbriggen, et Spreng 2011).

Dégénérescence inflammatoire

L'inflammation provoquée par une lésion du ligament induirait l'augmentation de voies catalytiques (Amiel, Billings, et Harwood 1990) et de médiateurs biochimiques (Everts et al. 1996; Murakami et al. 2006) menaçant l'intégrité du tissu ligamentaire et favorisant sa dégradation.

L'intervention de mécanismes à médiation auto-immune dans la dégradation du ligament est également une cause possible. En raison de leur couche synoviale protectrice, les ligaments croisés sont isolés de la surveillance immunitaire. En cas de dommages, les cellules ligamentaires et la MEC seront alors en contact avec le liquide synovial vecteur de la réponse immunitaire. Le tissu ligamentaire serait alors ciblé comme auto-antigènes par l'immunité (Kobayashi et al. 2006; Doom et al. 2008).

Ainsi, la plupart des cas de rupture du LCC chez le chien ont été associés à une dégradation ligamentaire associée à une arthropathie inflammatoire idiopathique probablement à médiation immunitaire (Lemburg, Meyer-Lindenberg, et Hewicker-Trautwein 2004; Hayashi et al. 2003; Muir et al. 2007).

Facteurs de prédisposition

Chez certaines races de chien, le facteur génétique voire héréditaire de prédisposition aux affections du LCC a été démontré (Wilke et al. 2006; Nielen et al. 2003), même si cette pathologie semble atteindre tous les types de chien.

La morphologie du membre et notamment certaines déformations du grasset modifient les contraintes sur le LCC, conduisant à une sensibilisation chronique et à un possible processus dégénératif (Mostafa et al. 2009; Moore et Read 1996).

La condition physique de l'animal a été associée à la rupture du LCC. Une détérioration du ligament serait liée à l'âge et à l'état d'embonpoint (Vasseur et al. 1985).

Le sexe ne semble pas être un facteur de risque. La stérilisation ne semble pas, elle non plus, avoir d'incidence, selon certains auteurs, les chiens non stérilisés sont atteints plus précocement (Guthrie et al. 2012), alors que d'autres auteurs le contredisent (Comerford, Smith, et Hayashi 2011).

Les maladies intercurrentes peuvent être également incriminées, comme la maladie de Cushing, de par l'effet protéolytique de la sécrétion endogène des corticostéroïdes.

Conséquences de la rupture

Une douleur articulaire suraiguë est la première conséquence d'une rupture du LCC, associée ou non à un phénomène dégénératif. Une inflammation articulaire parfois sévère, est également associée à la rupture. En l'absence d'intégrité complète du LCC, son rôle de contention au sein du grasset est altéré, entraînant donc une laxité articulaire sur le plan crânio-caudal et en rotation interne du tibia par rapport au fémur favorisant l'apparition d'autres lésions, notamment méniscales. De plus, bien que le LCC soit le plus prédisposé à céder, le ligament croisé caudal (LCCad) est lui aussi susceptible de présenter des lésions, notamment après la rupture totale du LCC (Whitehair, Vasseur, et Willits 1993; Vasseur 2003; Cook 2010).

Enfin, la rupture partielle ou totale contribue significativement au développement d'arthrose très précocement après la lésion (Tirgari 1978; Elkins et al. 1991).

Conclusion

Bien que la thématique de la rLCC chez le chien soit la thématique de recherche la plus étudiée par la communauté scientifique vétérinaire en raison de sa prévalence importante et des enjeux économiques, la compréhension de cette pathologie reste encore à l'heure actuelle limitée. En effet, l'origine exacte de la rLCC fait toujours débat au sein de la communauté scientifique vétérinaire sans qu'aucun consensus n'ait pu être encore clairement établi. Notons cependant plusieurs points à ne pas omettre afin de bien comprendre le fonctionnement de la recherche vétérinaire en France :

- Les Centres Hospitaliers Universitaires Vétérinaires (CHUV) en France disposent de moyens (tant humain que financier) sans commune mesure avec les Universités de Médecine ou Centre Hospitalier Universitaire (CHU). En effet, les infrastructures mises à disposition de la médecine humaine permettent de par la proximité entre

les cliniciens et les chercheurs de potentialiser la recherche scientifique grâce à ce fonctionnement en synergie. Ce modèle est également appliqué aux Universités Vétérinaires avec une recherche scientifique réduite. En effet, en France nous comptons seulement 4 CHUV pour 32 CHU.

- Les praticiens vétérinaires également chercheurs sont quant à eux très souvent sollicités pour se joindre à des projets de recherche dont l'application des avancées scientifiques et donc des résultats bénéficieront à la médecine humaine (Ex : recherche in-vitro ou bien pré-clinique sur modèle animal).

La diversification des profils des équipes de recherches vétérinaires permettrait d'initier ou de développer des axes de recherches novateurs comme peut l'être la modélisation numérique (multi-corps rigide, étude par éléments finis etc.) qui est un pendant de la recherche encore sous exploité actuellement.

5) Diagnostic de la rLCC et techniques de traitement chirurgicales

Le diagnostic d'une rupture du ligament croisé crânial est avant tout clinique. L'examen orthopédique mettra en évidence un report de poids sur le membre controlatéral associé à une boiterie d'intensité variable. Le grasset est chaud, déformé (notamment en face médiale) et inflammatoire. Sa mobilisation est douloureuse notamment en hyperextension. La mise en évidence d'une instabilité de l'articulation par le test du tiroir de l'articulation est pathognomonique de l'affection. Le signe du tiroir peut être direct ou indirect. Cet examen a pour but d'évaluer subjectivement la laxité cranio-caudale du tibia par rapport au fémur en exerçant des contraintes de cisaillement de l'articulation du grasset en ce qui concerne le test du tiroir direct. Pour l'examen du tiroir indirect, une flexion de l'articulation tibio-tarsienne est appliquée afin de provoquer en cas de rupture du LCC, l'avancement crânial de la partie proximale du tibia (aussi appelée TTA) par rapport aux condyles fémoraux (**Figure 6**).

L'examen radiographique de l'articulation du grasset complète et confirme le diagnostic, en mettant en évidence une inflammation, une dégénérescence articulaire et un signe du tiroir radiographique en position de contrainte. En cas de doute, le recours à des examens plus discriminants tels que qu'un arthroscanner ou une IRM est indiquée. L'examen de choix pour confirmer et évaluer la lésion reste cependant l'arthroscopie.

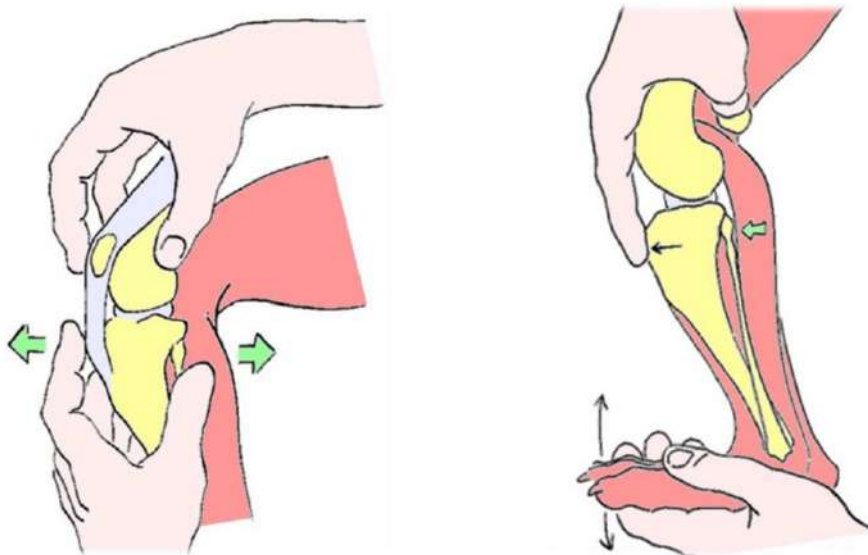


Figure 6. Schéma du test du tiroir direct à gauche et indirect à droite (Vasseur 2003)

Le traitement d'une rupture du ligament croisé crânial chez le chien est principalement chirurgical. En effet, si un traitement conservateur peut être envisagé, notamment chez

les chiens de petits formats, il est associé le plus souvent une persistance de boiterie, de douleur et une progression d'arthrose parfois sévère. Ce traitement conservateur associe : du repos, une analgésie, un contrôle du poids de l'animal et une rééducation). Ainsi, traiter une rupture du LCC par traitement conservateur agira sur les symptômes mais pas sur la cause de l'instabilité de l'articulation du grasset. Bien qu'une amélioration de l'état général de l'animal soit notable en début de traitement conservateur, cette amélioration ne sera que transitoire mais peut, dans de rares cas, être suffisante chez des chiens légers et musclés (Vasseur 1984; Andersson et al. 1989). Cependant, étant donné les répercussions importantes sur le plan fonctionnel d'une rLCC non traitée chirurgicalement même sur les chiens de petit gabarit, cette décision est rarement celle d'un chirurgien vétérinaire mais plutôt des propriétaires eux-mêmes qui, faute d'argent ou simplement par crainte de l'intervention, décident de ne pas faire opérer leur animal.

Ainsi le traitement de choix d'une rupture du ligament croisé crânial chez le chien est chirurgical. Les traitements chirurgicaux à disposition des cliniciens peuvent être classés en deux grandes catégories : Les stabilisations du grasset dites « Actives » et « Passives ».

a) Les stabilisations actives

Les stabilisations actives du grasset regroupent l'ensemble des techniques chirurgicales nécessitant des ostéotomies tibiales (sections osseuses induites chirurgicalement par scie oscillante) permettant de modifier la conformation anatomique du grasset ainsi que sa biomécanique afin que l'articulation soit stable sans avoir besoin du rôle mécanique stabilisateur du LCC. On parlera donc par la suite de « techniques d'ostéotomies » pour faire référence aux stabilisations chirurgicales actives. Nous présenterons les techniques d'ostéotomies les plus fréquemment utilisées par le chirurgien vétérinaire i.e. la TPLO pour « Tibial Plateau Leveling Osteotomy » (78,6%) et la TTA pour « Tibial Tuberosity Advancement » (13,9%) (Pfeil et al. 2018) mais nous verrons également que d'autres techniques d'ostéotomies font également partie du panel thérapeutique mis à disposition du chirurgien vétérinaire.

i) L'ostéotomie de nivellement du plateau tibial : Tibial Plateau Leveling Osteotomy (TPLO)

Après avoir décrit en 1984 une ostéotomie tibiale cunéiforme crâniale (Tibial Cranial Closed Wedge Osteotomy) appliquant un nouveau concept de stabilisation active du grasset (Slocum et Devine 1984), Slocum décrira en 1993 la technique appelée **TPLO pour « Tibial Plateau Leveling Osteotomy »** (Slocum et Slocum 1993) (**Figure 7**). Cette technique chirurgicale consiste à réaliser une ostéotomie en arc-de-cercle (dôme) sous le plateau tibial dans le plan sagittal du grasset. La pente du plateau tibial est alors diminuée, en déplaçant la partie du tibia proximale isolée de la partie distale afin que celle-ci ne dépasse pas 5° degrés. Une fois la pente tibiale réduite, une plaque d'ostéosynthèse spécifique (en forme de T) est alors apposée en partie proximo-médiale du tibia puis verrouillée dans la position souhaitée.

Slocum et Slocum (**Figure 7**) ont émis l'hypothèse que, lors de l'appui (A), la force de réaction du fémur sur le plateau tibial (flèche magenta) se décompose en deux forces, l'une parallèle à la surface du plateau tibial dirigée crânialement (flèche jaune : composante de cisaillement articulaire tibio-fémorale) et l'autre perpendiculaire à la surface du plateau tibial (flèche magenta : composante de compression articulaire). Grâce au nivellement du plateau tibial (B) qui entraîne une bascule caudale du fragment proximal tibial, la force de réaction de compression articulaire se superpose à l'axe anatomique du tibia. La composante perpendiculaire dirigée crânialement est nulle. Il n'y a alors plus de force de cisaillement (Slocum et Slocum 1993) (**Figure 7**).

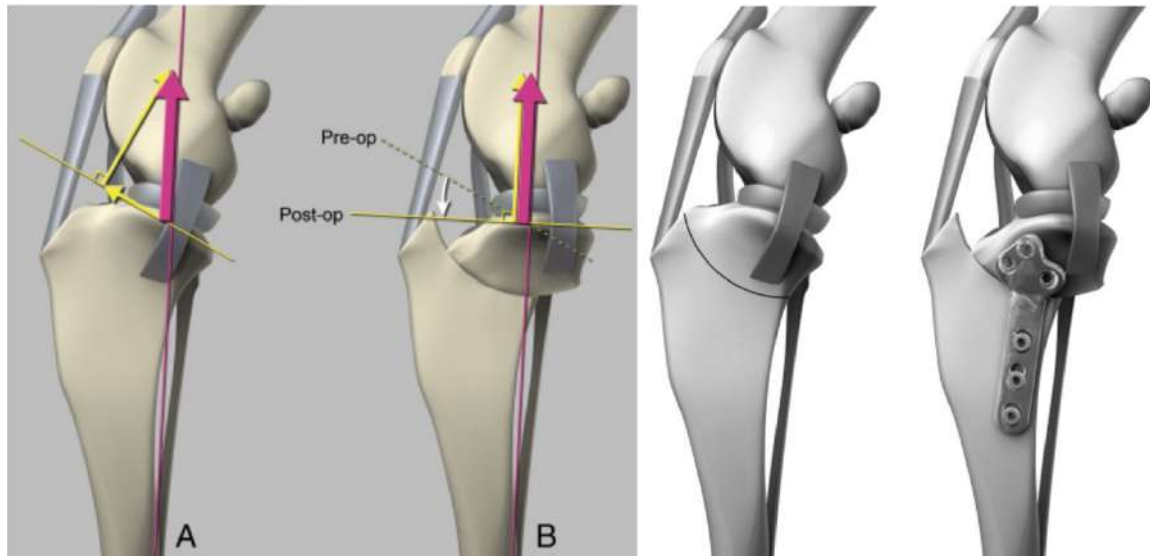


Figure 7. Principe biomécanique de la TPLO (en couleurs) et schéma de la technique chirurgicale finalisée (en niveau de gris). Illustrations réalisées par (Kim et al. 2008).

La technique TPLO présente de nombreux avantages faisant de celle-ci le « gold standard » des techniques de traitement chirurgical de la rLCC plus particulièrement chez les chiens de plus de 10 Kg même si cette intervention se pratique sur des races naines (Ballagas et al. 2004; Lazar et al. 2005; Krotscheck et al. 2016; Heidorn et al. 2018; Moore, Weeren, et Paek 2020; Ober et al. 2019; Christopher, Beetem, et Cook 2013; Pfeil et al. 2018; Gordon-Evans et al. 2013; Bøddeker et al. 2012). En effet, comme toutes les techniques d'ostéotomies, celles-ci induisent une modification de la conformation anatomique du grasset nécessitant une stabilisation peropératoire des abouts osseux de type ostéosynthèse. Le principal avantage de cette procédure est le traitement de la rLCC de manière indirecte par modification de la biomécanique du grasset, cad une modification de sa cinématique et de la reprise des efforts internes par les structures anatomiques (action musculaire stabilisatrice). Aussi, si une infection du site opératoire se déclarait au cours de la période postopératoire (dont l'incidence rapportée se situe entre 2,9 et 11% des traitements par TPLO (Pacchiana et al. 2003; Priddy et al. 2003; Fitzpatrick et Solano 2010; Frey et al. 2010; Gatineau et al. 2011; Lopez et al. 2018; Hagen et al. 2020)), une gestion par antibiothérapie serait envisageable durant la phase de cicatrisation osseuse. Une fois la cicatrisation achevée, si l'infection n'est toujours pas jugulée par l'effet des antibiotiques, le retrait du matériel d'ostéosynthèse peut être décidé sans que ce retrait n'affecte le traitement de la rLCC traité par TPLO. En effet, les infections du site opératoire ont pour foyer la formation d'un biofilm autour de l'implant d'ostéosynthèse limitant ou inactivant ainsi l'action curative des antibiotiques.

D'autres avantages sont également à souligner comme la reprise d'appui précoce du membre opéré au cours de la période post-opératoire i.e. dans les 24 à 48 heures

postopératoires (Monk, Preston, et McGowan 2006), l'efficacité de cette technique sur grands chiens (Fitzpatrick et al. 2010; Krotscheck et al. 2016) et chiens de sport (Heidorn et al. 2018). Les résultats de la technique sont considérés comme bons entre 100% et 46,7% (moyenne 79,6%) suivant les critères : analyse de la marche, arthrose, mesure du tour de cuisse, goniométrie, stabilité articulaire, douleur et complications (Wemmers et al. 2022).

Les complications post-TPLO sont énoncées par ordre de prévalence ou de difficultés thérapeutique. La littérature rapporte un taux de complication non-négligeable pouvant s'étendre de 8,4 à 28% en fonction des études (Pacchiana et al. 2003; Priddy et al. 2003; Fitzpatrick et Solano 2010; Frey et al. 2010; Gatineau et al. 2011; Lopez et al. 2018; Hagen et al. 2020; Stauffer et al. 2006; Christopher, Beetem, et Cook 2013; Hans et al. 2017; Knight et Danielski 2018).

Les principales complications rapportées sont les infections superficielles ou profondes, les instabilités rotatoires (« pivot shift »), les lésions méniscales, les tendinites du tendon patellaire, une douleur postopératoire importante liée aux ostéotomies :

Les infections représentent entre 2,9 et 11% des complications en fonction des études (Pacchiana et al. 2003; Priddy et al. 2003; Fitzpatrick et Solano 2010; Frey et al. 2010; Gatineau et al. 2011; Lopez et al. 2018; Hagen et al. 2020) ainsi que les atteintes méniscales rapportées entre 1 et 2,8% (Pacchiana et al. 2003; Fitzpatrick et Solano 2010).

Le phénomène de « pivot shift » résiduel (rotation interne du tibia par rapport au fémur), pouvant conduire à des atteintes méniscales postopératoires invalidantes et cause de boiteries chez l'animal opéré (Fitzpatrick et Solano 2010; Fitzpatrick et al. 2010; Bergh et Peirone 2012; Gatineau et al. 2011; Knight et Danielski 2018; Schaible et al. 2017; Knight, Thomson, et Danielski 2017).

Une troisième complication postopératoire fréquemment rapportée avec la technique TPLO concerne les tendinites du tendon patellaire : leur gravité va de la simple inflammation sans signe clinique à des tendinites manifestes du tendon patellaire provoquant boiteries voire, dans de rares cas, une suppression d'appui ponctuelle ou totale (Pacchiana et al. 2003; Stauffer et al. 2006; Fitzpatrick et Solano 2010).

L'aspect délabrant lié à l'ostéotomie effectuée au cours de la TPLO induit évidemment de fortes douleurs post-opératoires (Conzemius et al. 1997; Boudrieau 2009).

Enfin, le coût non négligeable des ancillaires de coupes (scies oscillantes en dôme) de différentes tailles nécessaires à la réalisation de la TPLO chez un large panel de gabarits de chien est également un frein à l'utilisation de cette technique chirurgicale.

ii) Avancement de la tubérosité tibiale : Tibial Tuberosity Advancement (TTA)

Le second type d'ostéotomie le plus couramment rencontré en pratique clinique est la **TTA** pour « **Tibial Tuberosity Advancement** » décrite en 2002 par Montavon (Montavon 2002) (**Figure 8**). Cette technique de stabilisation active de grasset a pour vocation, tout comme la TPLO, d'annuler les efforts perçus par le LCC en modifiant la biomécanique du grasset chez le chien souffrant du rLCC (**Figure 8**). En pratique, cette technique consiste en un déplacement crânial de l'insertion du tendon tibio-rotulien par la réalisation d'une ostéotomie verticale de la crête tibiale puis son déplacement crânial par une cage métallique placée et fixée dans le trait de coupe.

Une théorie alternative, proposée par Montavon (**Figure 8**), suggère que la force de réaction de l'articulation du grasset (flèche magenta) est approximativement parallèle au tendon rotulien, et non au grand axe tibial. Dans le cas d'un grasset présentant une atteinte du LCC (A), la force de réaction articulaire peut être divisée en deux composantes (flèches jaunes) : une force de cisaillement tibio-fémorale dirigée crânialement et une force de compression articulaire. En avançant la tubérosité tibiale crânialement, le tendon rotulien se retrouve perpendiculaire au plateau tibial pendant la phase d'appui au cours de la marche (B). La force de réaction articulaire devient alors perpendiculaire au plateau tibial lors de la mise en charge donc devenant une seule composante de compression articulaire. La composante dirigée crânialement du tibia par rapport au fémur est alors éliminée (**Figure 8**) (Montavon 2002).

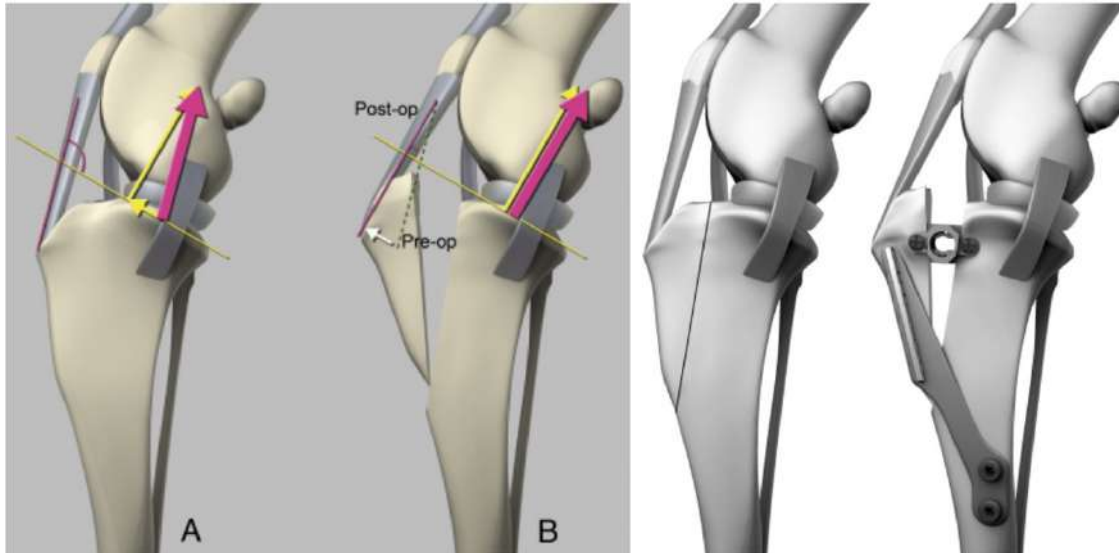


Figure 8. Principe biomécanique de la TTA (en couleur) et schéma de la technique chirurgicale finalisée (en niveau de gris). Illustrations réalisées par (Kim et al. 2008).

Les avantages de cette technique rapportés dans la littérature scientifique sont très proches de ceux retrouvés pour la TPLO i.e. reprise d'appui précoce (Stein et Schmoekel 2008), l'efficacité de cette technique sur grands chiens (Wemmers et al. 2022) et chiens de sports (Kirkby et al. 2020) ainsi que plus généralement des résultats rapportés comme bons dans 32,3 à 100% des cas (Wemmers et al. 2022).

En ce qui concerne les inconvénients de la TTA, là aussi, les problématiques rapportées dans la littérature se rapprochent de ceux de la TPLO : complications rapportées dans 0 à 67,7% des cas (Wemmers et al. 2022), taux d'infection allant de 3 à 8,7% (Hirshenson et al. 2012; Wolf et al. 2012; Costa et al. 2017; Ferrell, Barnhart, et Herman 2019; Engdahl et al. 2021), tendinite du tendon patellaire (Lafaver et al. 2007), irrésolution du pivot shift (Boudrieau 2009; Kirkby Shaw et al. 2020), atteintes méniscales (Wolf et al. 2012; Costa et al. 2017; Jeong et al. 2021; Wemmers et al. 2022) et enfin aspect délabrant induit par l'ostéotomie réalisée au cours de la technique provoquant de vives douleurs postopératoires (Wolf et al. 2012; Calvo et al. 2014; Livet et al. 2019).

iii) Techniques alternatives

D'autres techniques d'ostéotomies font également partie du panel thérapeutique du chirurgien vétérinaire mais sont beaucoup moins populaires et pratiquées que la TPLO (78,6%) et la TTA (13,9%) (Pfeil et al. 2018), comme la CBLO (CORA Based Leveling Osteotomy) (**Figure 9**) (Raske et al. 2013), la CCWO (Cranial Closing Wedge Osteotomy)

(Frederick et Cross 2017), CWO (Cranial Closing Wedge Osteotomy) (Campbell et al. 2016) et la TTO (Triple Tibial Osteotomy) (**Figure 10**) (Bruce et al. 2007).

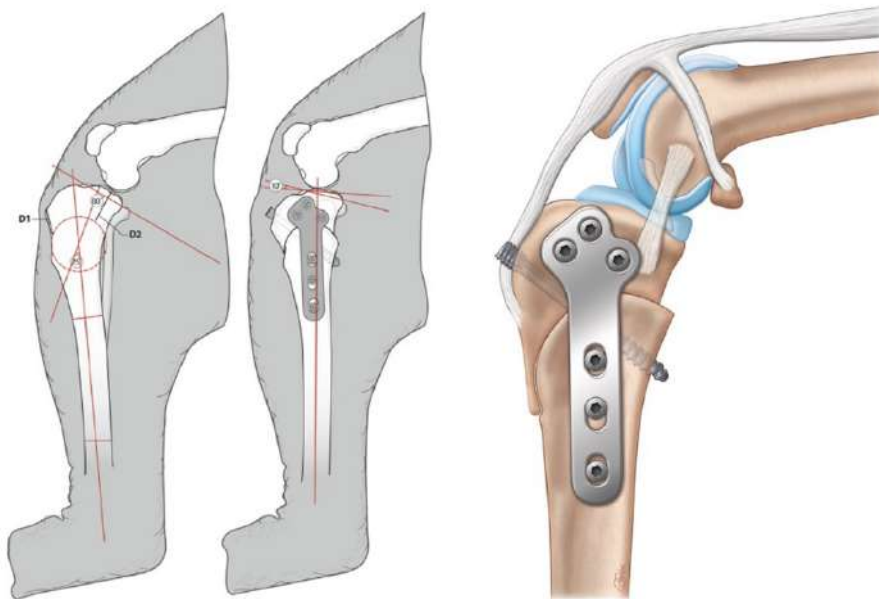


Figure 9. Principe biomécanique de la CBLO à gauche (paramètres de planning préopératoire en rouge) et schéma de la technique chirurgicale finalisée à droite (Raske et al. 2013)

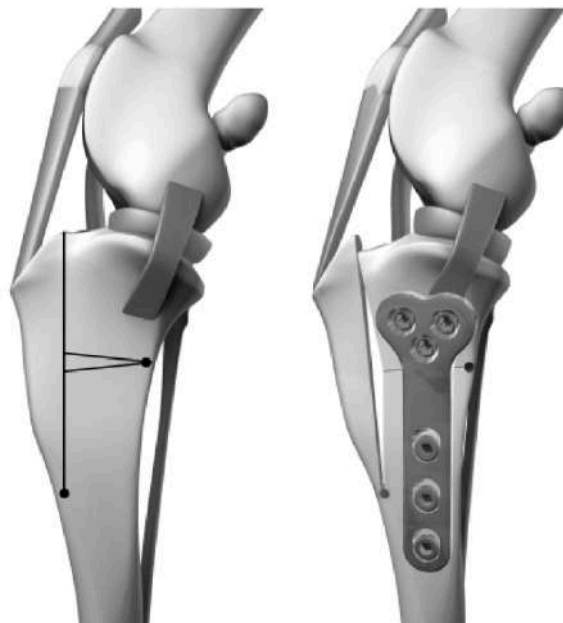


Figure 10. Schéma des traits de coupe de la technique chirurgicale TTO à gauche, et schéma du résultat postopératoire correspondant (Kim et al. 2008)

b) Les stabilisations passives de type : extra-articulaires

Les stabilisations passives du grasset regroupent quant à elles l'ensemble des techniques chirurgicales qui visent à remplacer le ligament croisé crânial. Elles ne nécessitent pas d'ostéotomies. En effet, ces techniques ont pour vocation de reproduire le rôle de stabilisation mécanique sur le plan crânio-caudal et en rotation interne du LCC à l'aide d'implant synthétique implanté en extra ou en intra-articulaire à des points stratégiques de l'articulation appelés aussi points isométriques.

Celles-ci peuvent être de nature extra-articulaire comme par exemple la technique de Flo (Flo 1975) (**Figure 11**) également appelée LFS pour « Lateral Fabelotibial Suture ». Cette technique consiste à faire passer un fil de suture ou un implant ligamentaire derrière l'os sésamoïde fémoral latéral puis à l'intérieur d'un tunnel osseux transversal foré dans la crête tibiale contre la coulisse du tendon de l'extenseur commun des doigts en partie métaphysaire tibiale. Une fois la suture passée par ces deux zones anatomiques, le fil de suture est alors noué en partie latérale de l'articulation du grasset avec plusieurs nœuds de chirurgien à une tension subjective suffisante pour stabiliser le grasset sur le plan cranio-caudal sans gêne de la flexion du grasset (Flo 1975). Cette technique peut se réaliser avec différents matériaux et types de sutures (Burgess et al. 2010; Sicard, Hayashi, et Manley 2002) fils ou implant de polyester, polyéthylène à haut poids moléculaire ou fil de nylon sécurisé par des tubes à sertir (crimps) (Securos Inc., E. Brookfield, MA) : le « crimp » est un tube métallique à sertir de 1 cm de long ayant pour vocation d'être écrasé une fois les deux bouts du fil en nylon passés à l'intérieur afin de verrouiller la mise en tension choisie par le chirurgien (Banwell et al. 2005; Casale et McCarthy 2009).

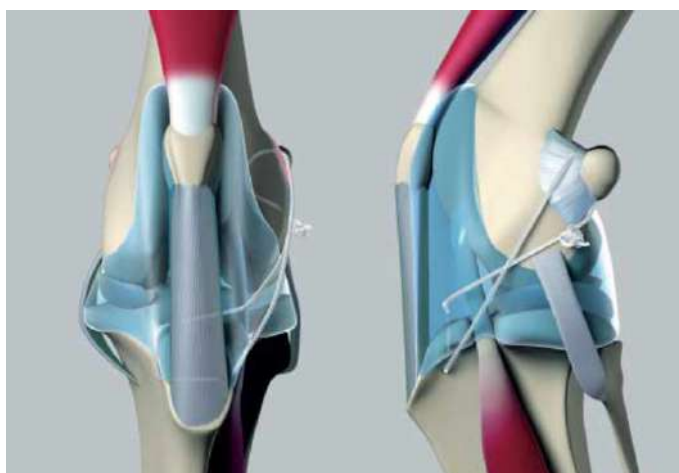


Figure 11. Schéma de la technique chirurgicale de Flo finalisée (Tonks, Lewis, et Pozzi 2011)

D'autres techniques reprennent ce même principe d'isométrie des points de fixation de l'implant. Pour rappel, le principe d'isométrie se réfère à des points en périphérie de l'articulation du grasset (partie distale de l'épiphyse caudo-distale tibiale et partie proximale de l'épiphyse cranio-proximale fémorale) qui restent à équidistance l'un de l'autre durant la flexion - extension du grasset (Roe, Kue, et Gemma 2008; Hulse et al. 2010; Fischer et al. 2010). avec d'autres types d'implants comme le TightRope (Arthrex Vet Systems, Naples, FL) (Cook et al. 2010) (**Figure 12**) ou sa version modifiée avec l'usage d'une ancre comme système de fixation fémorale (Hulse et al. 2011) (**Figure 13**) ou bien encore l'implant « Ruby » (KYON Veterinary Surgical Products, Suisse) (Muro et Lanz 2017) (**Figure 14**). Ces techniques sont choisies préférentiellement pour traiter les rLCC chez les chiens de moins de 15 Kg dans 63,4% des cas (Comerford et al. 2013).

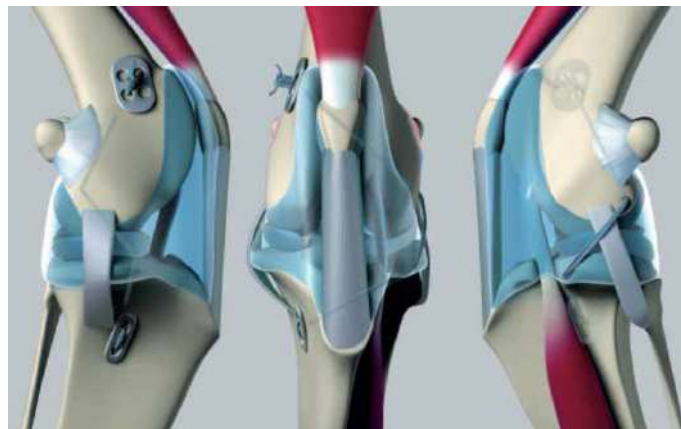


Figure 12. Schéma de la technique chirurgicale TightRope (Tonks, Lewis, et Pozzi 2011)

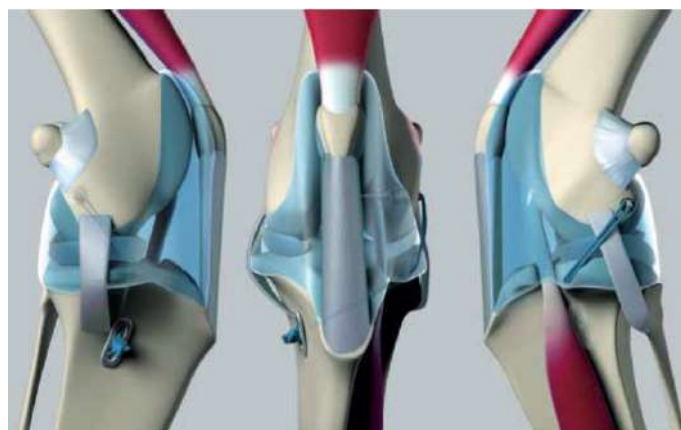


Figure 13. Schéma de la technique chirurgicale « TightRope » version modifiée avec l'usage d'une ancre comme système de fixation fémorale (Tonks, Lewis, et Pozzi 2011)



Figure 14. Schéma de la technique chirurgicale « Ruby » (Muro et Lanz 2017)

Les avantages principaux de la technique de suture extra-articulaire dite de Flo sont sa facilité (de compréhension, d'accès et de réalisation) et son faible coût. Cependant, la mise en tension de la suture reste subjective et opérateur-dépendante, et son efficacité de stabilisation dépend de l'expertise du chirurgien. La technique de Flo présente aussi un coût faible en termes d'équipement d'ancillaire (aucun équipement spécifique n'est nécessaire à sa réalisation) et un faible coût du consommable lors d'utilisation de sutures chirurgicales. Ce coût peut-être nettement augmenté lors de modification de la technique utilisant des implants ligamentaires ou des fixations osseuses spécifiques.

L'aspect peu invasif de cette technique réduit le traumatisme chirurgical causé à l'animal et permet ainsi une reprise d'appui précoce en post-opératoire (Jerre 2009; Muir 2018).

La technique de Flo permet de stabiliser également l'articulation tant sur le plan crânio-caudal qu'en rotation interne ainsi, les instabilités de type « pivot shift » ne sont pas rapportée en post opératoire. (Flo 1975).

Le taux de complications associées aux techniques de stabilisation passives extra-articulaire est de 17,4% (Casale et McCarthy 2009). **La principale limite d'utilisation des techniques extra-articulaires** s'avère être leur usage impossible sur des gros chiens (cad au poids supérieur à 15 Kg), du fait des efforts trop importants transmis à la suture extra-articulaire qui la feraient se rompre durant la période postopératoire (Casale et McCarthy 2009; Muir 2018). Pour aller plus loin, si une infection se déclare au cours de la période postopératoire après utilisation d'une suture extra-articulaire synthétique de type multi-filaments, le foyer infectieux faisant partie du biofilm peut rester hors d'atteinte des

antibiotiques prescrits. Dans ce cas, la question du retrait du matériel infecté se pose. Mais si le retrait est trop précoce en période postopératoire, le phénomène de fibrose articulaire n'aura pas eu le temps de s'initier et de stabiliser suffisamment l'articulation du grasset : une opération de révision sera nécessaire pour traiter à nouveau la rLCC par une autre technique chirurgicale. En effet, le phénomène de fibrose articulaire a été décrit comme étant une réaction biologique prépondérante dans la stabilisation du grasset après rLCC (Griffin 1992; Barnhart 2003; Hart, Hulse, et Slater 2003; Casale et McCarthy 2009; Hulse et al. 2011). Aussi, la pose précoce d'une suture extra-articulaire après rLCC est bien souvent décidée afin de stabiliser de manière chirurgicale le grasset. A noter qu'il est difficile de savoir l'origine d'une stabilisation passive considérée comme bonne par le chirurgien lors d'un suivi postopératoire supérieur à 6 mois : cette stabilisation peut être due à la technique de Flo ou bien au phénomène de fibrose périarticulaire lié à une rupture ou un relâchement de la tension. Mais cette rupture/relâchement ne peut être diagnostiqué ni lors de l'examen orthopédique classique ni par imageries médicales (Tonks, Lewis, et Pozzi 2011).

c) Les stabilisations passives de type : intra-articulaires

Les techniques de stabilisation passives du grasset peuvent également être de nature intra-articulaire, avec pour objectif la reconstruction du LCC en lieu et place de ses insertions anatomiques grâce à des greffes physiologiques (allo ou autogreffes) ou bien à l'aide d'implants synthétiques associés à un système de fixation.

La première de ces techniques décrite en 1952 est celle de Paatsama (Paatsama 1952) qui proposait la reconstruction intra-articulaire du LCC par une autogreffe de fascia lata. Les résultats étaient rapportés comme bons dans 85% des cas (Dickinson et Nunamaker 1977). En 1979, Arnoczky décrivait une modification de cette dernière, sous le nom de technique « Over the top » en proposant de découper une bandelette de fascia lata en face latérale du grasset avec une partie du ligament patellaire et de la patella. La bandelette de fascia lata est ensuite passée à travers l'articulation puis au-dessus du condyle fémoral latéral (« over the top »). La greffe est finalement fixée au périoste, au fascia et au ligament collatéral latéral (Arnoczky 1979). Cette technique rapporte des résultats considérés comme bons dans 93% des cas (Arnoczky 1979).

Les années 1980 seront la période d'avènement des premiers implants ligamentaires synthétiques (fibres de carbones, cordes de soie, polypropylène, polytétrafluoroéthylène expansé ou encore polytéréphtalate d'éthylène connu aussi sous le nom de dacron) de LCC expérimentées sur modèle canin, ovin ou murin à destination de la chirurgie humaine (Denny et Goodship 1980; Hulse et al. 1980; Mendes et al. 1986; Yoshiya et al. 1986; Mendenhall et al. 1987; Arnoczky, Warren, et Minei 1986; Meyers, Grana, et Lesker 1979; Jenkins et al. 1977). Certaines d'entre elles, validées par la Haute Autorité de Santé et commercialisées pour des applications humaines grâce à des résultats préliminaires à court terme très encourageants, seront retirées du marché quelques années plus tard à cause de complications post-opératoires majeures (synovites majeures, ruptures d'implants etc.). Ces incidents ont profondément marqué le domaine de la chirurgie, qui aura perdu confiance envers les implants synthétiques de reconstruction du LCC (De Smedt 1998).

Ce type de technique chirurgicale sera relancé dans les années 2010 avec le ligament LARS (Ligament Advancement Reinforcement System) (**Figure 15**) : le LARS utilise alors un nouveau matériel, le polyéthylène téréphtalate, plus solide lors de sollicitations en flexion ou de torsion, qui donnera des résultats cliniques satisfaisants à court et long terme tant sur modèle ovin que chez l'homme (Viateau et al. 2013; Machotka et al. 2010; Brink 2014; Manley 2010; Jia et al. 2017; Ye et al. 2013; Pan et al. 2013). Une version du LARS a été développée à destination de la chirurgie vétérinaire sous le nom de STIFF. Pages souligna

de bons résultats préliminaires postopératoires à court et moyen terme avec cette technique de reconstruction du LCC chez le chien (Pagès 2013).



Figure 15. Photo du ligament synthétique « LARS » (Gao et al. 2010)

Depuis 2016, un nouvel engouement pour les reconstructions intra-articulaires est observé dans la communauté scientifique vétérinaire tant vis à vis des reconstructions physiologiques par autogreffe (Mao et al. 2019) ou allogreffes (Biskup et al. 2015; Cook et al. 2017; Biskup et Conzemius 2020) que par implants synthétiques (Barnhart et al. 2016; Tuek-Um et al. 2022; Prada, Silva, et Minto 2018; Cook et al. 2017; Soreide et al. 2019; Pinna et al. 2020; Johnson et Conzemius 2022; Barnhart, Getzy, et Gardiner 2018; Barnhart, Bufkin, et Litsky 2019).

C'est dans cette mouvance que s'inscrivent les travaux de recherche portés par Novetech Surgery : l'entreprise propose une reconstruction du LCC à l'aide d'un implant synthétique en Polyéthylène à Haut Poids Moléculaire (UHMWPE) (**Figure 16**) verrouillé par vis d'interférence, avec des résultats biomécaniques encourageants (Blanc et al. 2019; Goin et al. 2019; Rafael et al. 2020; Goin et al. 2021; Giraud et al. 2021; Goin et al. 2022).



Figure 16. Photo du ligament synthétique « Novalig, Novetech Surgery » (Goin et al. 2022)

Les techniques de reconstructions intra-articulaires du LCC présentent l'avantage d'être peu délabrantes et respectueuses de l'anatomie du grasset de par la reconstruction du LCC en lieu et place de ses insertions originelles, induisant de ce fait, une isométrie parfaite et une reprise d'appui précoce du membre opéré (Cook et al. 2017; 2017; Barnhart et al. 2016; Biskup et al. 2015; Biskup et Conzemius 2020). Elles présentent également l'avantage de traiter l'instabilité en rotation interne du tibia par rapport au fémur (Pivot Shift) de par la reconstruction anatomique du LCC (Bolia et Böttcher 2015; Heffron et Campbell 1978; Muir 2018; Gabler et al. 2016).

Pour les reconstructions physiologiques, la réaction à un corps étranger se voit limitée lors de l'utilisation d'autogreffe (Gabler et al. 2016; Prodromos, Joyce, et Shi 2007; Chang et al. 2003) et de façon moins significative pour les allogreffes avec un risque de rejet, d'infection, de distension ou bien encore de rupture (Barrett et al. 2010; Prodromos, Joyce, et Shi 2007; Chang et al. 2003).

Les reconstructions synthétiques du LCC présentent aussi l'avantage non-négligeable d'être prêtes à l'emploi, sans nécessité de prélèvement d'une autogreffe, ou bien de se procurer puis de stocker de nombreuses allogreffes de différentes tailles pour traiter au mieux la rLCC sur un panel de gabarits de chien étendu et hétérogène (Mahirogullari et al. 2007).

Les inconvénients majeurs de l'utilisation des reconstructions intra-articulaires du LCC sont propres à la technique et plus précisément à la nature de la prothèse ligamentaire utilisée.

Pour les reconstructions par autogreffes, la comorbidité du site où le greffon sera prélevé est possible (Mao et al. 2019; Kartus, Movin, et Karlsson 2001; Mastrokalos et al. 2005; Hacken et al. 2020), associée au traumatisme causé par la nécessité de deux sites opératoires : celui du prélèvement et celui de l'abord du grasset pathologique, si le site de prélèvement est à distance du principal site opératoire au niveau du grasset (Mastrokalos et al. 2005; Hacken et al. 2020). Enfin, la durée de l'intervention chirurgicale se voit allongée par le prélèvement du greffon, ce qui augmente de manière significative le taux d'infection rapporté sur des chirurgies dépassant l'heure (Procter et al. 2010).

Les reconstructions par allogreffes présentent aussi une difficulté bien particulière : l'accès aux banques de tissus (Erivan et al. 2018; Roberson et al. 2020) n'est pas quelque chose d'aisé même en 2023, et nécessite donc de stocker dans les locaux de la clinique vétérinaire un panel important de tailles de greffon permettant de répondre au mieux aux spécificités anatomiques du chien opéré (Mahirogullari et al. 2007).

Les reconstructions par implants synthétiques rapportent un taux de complication de 44% (Barnhart et al. 2016) et présentent plusieurs problématiques dont la principale est l'infection (Barnhart et al. 2016; Biskup et Conzemius 2020; Johnson et Conzemius 2022). En effet, à contrario des stabilisations actives par ostéotomies comme la TPLO traitant la rLCC de manière indirecte par modification de la biomécanique du grasset, les reconstructions intra articulaires synthétiques traitent la rLCC de manière directe par reconstruction du LCC. Dès lors qu'une infection se déclare en postopératoire immédiat, avec pour foyer le biofilm à l'interface de l'implant synthétique, il devient nécessaire de retirer le matériel implanté, cad celui traitant de manière directe la rLCC. Ce matériel explanté, le grasset de l'animal sera de nouveau en proie à une instabilité majeure sur le plan cranio-caudal et en rotation interne du tibia par rapport au fémur. Une seconde opération de révision devient alors nécessaire pour traiter la rLCC finalement irrésolue. Cependant, le site opératoire étant infecté au cours de la première intervention, les bonnes pratiques chirurgicales préconisent de traiter l'infection résiduelle durant quelques jours avec une antibiothérapie orale et intra-site opératoire avant de réaliser l'intervention de révision. Finalement, trois actes chirurgicaux seront finalement réalisés sur le même membre pelvien pathologique.

Au-delà des infections d'implants synthétiques, la question de la tolérance du matériel en intra-articulaire se pose. Le polyéthylène semble être un matériel bien toléré en intra-articulaire (Cook et al. 2017; Smith et al. 2019). Cependant cela ne semble pas être le cas du non-expanded polytétrafluoroéthylène (NE-PTFE) avec une persistance d'inflammation du liquide synovial dans 10% des cas (Barnhart et al. 2016). De nombreuses complications de synovite ont été rapportées dans la littérature après utilisation d'implants synthétiques pour traiter les rLCC (Barnhart et al. 2016; Cook et al. 2015; Smith et al. 2019; Muir 2018).

La persistance de cette inflammation du liquide synovial, quel que soit le matériau utilisé, peut également provenir des potentiels débris d'usure de l'implant synthétique à l'intérieur de la capsule synoviale, comme cela était le cas pour les fibres de carbones dans les années 1980 (Denny et Goodship 1980; Wang et al. 2010). D'autres causes peuvent être évoquées, issues des arthroplasties totales de hanches ou de genoux et appliquées aux reconstructions du LCC par implant en UHMWPE chez le chien : l'interface articulaire faite majoritairement en UHMWPE provoque des inflammations du liquide synovial de par les débris d'usure présents dans l'articulation (Wang et al. 2010; Yang et al. 2002; Nich et al. 2013). Dans des cas plus rares, ces débris d'usure peuvent entraîner des descellements de prothèse totale de genou ou de hanche avec l'apoptose des macrophages ne parvenant pas à dégrader ces débris d'UHMWPE libérant ainsi des ions H⁺ massivement dans l'espace intra articulaire dégradant alors le matériel osseux périarticulaire (Wang et al. 2010; Yang et al. 2002; Nich et al. 2013; Dominguez et Raisz 1979) issue probable à prendre en compte et pouvant impacter la tenue mécanique du système de fixation utilisé dans les reconstructions du LCC avec un implant en UHMWPE.

Le risque de glissement de l'implant synthétique à l'interface de son système de fixation est également une complication : la fonction de stabilisation de l'articulation du grasset n'est plus assurée, avec un retour de l'instabilité sur le plan cranio-caudal et une rotation interne du tibia par rapport au fémur. Une chirurgie de révision sera alors nécessaire (Barnhart, Bufkin, et Litsky 2019; Biskup et al. 2015; Blanc et al. 2019; Goin et al. 2019; Rafael et al. 2020; Goin et al. 2021; 2022).

Le coût des implants synthétiques, supérieur à celui des autres techniques de stabilisation passive ou active du grasset est également à considérer comme un frein potentiel aux reconstructions intra-articulaires du LCC.

La gestion de la mise en tension de l'implant synthétique reste, pour la majorité des techniques décrites à l'heure actuelle, subjective au moment de son verrouillage et dépendante d'une implantation parfaitement isométrique. Cette étape de la chirurgie est primordiale pour une stabilisation du grasset correcte. Aussi, elle s'appuie sur une expertise

acquise au fur et à mesure des cas cliniques réalisés par reconstruction intra-articulaire du LCC.

Enfin, bien que ces techniques semblent simples au demeurant, la réalité clinique est toute autre. En effet, le placement correct des forages en lieu et place des insertions fémorale et tibiale du LCC n'est pas chose aisée d'autant plus à cause de la versatilité de gabarit associée aux spécificités anatomiques de chaque chien.

6) Conclusion

De nombreuses techniques chirurgicales composent le panel thérapeutique à disposition du chirurgien vétérinaire pour traiter les rLCC. Aujourd'hui, chez les grands chiens (> 15 Kg), 78% des chirurgies sont réalisées par TPLO, 13,9% par TTA, 5,9% par LFS et 1,6% par Tightrope (Pfeil et al. 2018). Chez les petits chiens (< 15 Kg), 63,4% des chirurgies sont réalisées par stabilisation extra-articulaire, 32,9% par techniques d'ostéotomies et 6,8% par techniques intra-articulaires. (Comerford et al. 2013). Toutes ces techniques de stabilisation du grasset, qu'elles soient dites actives ou passives, présentent des limites et des taux de complications allant de 8,4 à 67,7% (Pacchiana et al. 2003; Priddy et al. 2003; Fitzpatrick et Solano 2010; Frey et al. 2010; Gatineau et al. 2011; Lopez et al. 2018; Hagen et al. 2020; Stauffer et al. 2006; Christopher, Beetem, et Cook 2013; Hans et al. 2017; Knight et Danielski 2018; Wemmers et al. 2022; Barnhart et al. 2016; Casale et McCarthy 2009). Ces résultats montrent la progression encore possible pour identifier un traitement des rLCC chez les chiens de tout gabarit et qui saura répondre aux multiples attentes des chirurgiens vétérinaires. D'autant que la mouvance scientifique vétérinaire actuelle tend vers des chirurgies orthopédiques mini-invasives (Minto et al. 2019; Marturello, Perry, et Déjardin 2021; Maritato et Barnhart 2019), et voit l'usage de l'arthroscopie interventionnelle se démocratiser (Cook et al. 2017; Smith et al. 2019; Naghi, Balfour, et Kim 2022; Pfeil, Steinberg, et Dycus 2020).

Actuellement, le recours aux techniques de reconstructions intra-articulaires du LCC représente 1,6% des cas opérés chez les chiens > 15 Kg et 6,8% chez les chiens < 15 Kg. Cette répartition en défaveur des techniques de stabilisations passives en intra-articulaires peut s'expliquer essentiellement par l'échec régulièrement rapporté dans la littérature scientifique de ces techniques depuis 1980 et par les bons résultats des autres techniques qu'elles soient passives en extra-articulaires ou bien actives.

Cependant, la science évolue tout comme les traitements orthopédiques et il est possible que les tendances s'inversent en faveur des reconstructions intra-articulaires synthétiques avec le temps et soutenu par de solides preuves scientifiques rapportant la performance d'innovations comme peut l'être : l'usage de nouveaux matériaux dans la conception d'implants, un travail mené sur la technique opératoire et le développement d'ancillaires dédiés dans un premier temps. Puis, dans un second temps le recours à des techniques de navigation peropératoire afin de standardiser la pose d'implants synthétiques ou bien encore des travaux de recherche menés sur la gestion de la tension des implants synthétique dans le cadre de reconstruction du LCC synthétique chez le chien. Pour ces deux derniers points, l'innovation d'ores et déjà apporté aux chirurgiens vétérinaires au travers de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC est telle,

qu'envisager de complexifier la technique de pose n'est tout simplement pas en corrélation avec à la réalité du marché vétérinaire qui ne dispose pas, dans la majorité des cliniques, d'équipements suffisants pour imaginer par exemple la navigation peropératoire de la pose de l'implant. En effet, les blocs opératoires vétérinaires équipés d'arthroscopie ne représentent qu'un pourcentage très limité dans la profession. Cela n'en reste pas moins un objectif d'innovation important que l'industriel (Novetech Surgery) souhaite mettre en place lorsque celui-ci sera en corrélation avec le marché vétérinaire.

Ce travail de recherche s'inscrit dans la continuité de cette mouvance scientifique avec pour objectifs (i) la compréhension du comportement biomécanique de la rupture du LCC physiologique ainsi que l'étude et l'amélioration de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique initialement proposé par l'industriel ; (ii) le développement d'une technique de stabilisation intra-articulaire synthétique via le développement d'un nouvel implant de fixation tibiale « NovaFix » propre aux contraintes et spécificités anatomiques et biomécanique de la rupture du LCC chez le chien. Pour ce faire, une étude approfondie de la littérature scientifique portant sur les méthodes d'évaluations biomécaniques de techniques de stabilisation passives de l'articulation sera réalisée dans la partie suivante de ce travail.

Partie II. Evaluations biomécaniques de la stabilisation passive de l'articulation

Les techniques de stabilisations passives de l'articulation du grasset ou du genou sont éprouvées afin d'objectiver la plus-value de l'usage de nouveaux types de matériel ou plus généralement de nouvelles techniques proposées par la communauté scientifique. Comme énoncé précédemment, les techniques de stabilisations passives du grasset regroupent les techniques extra-articulaires et intra-articulaires dans le domaine de la chirurgie vétérinaire. Seules les techniques de reconstruction intra-articulaire du LCA qu'elles soient physiologiques ou synthétiques seront intégrées dans la partie ayant attrait au domaine de la chirurgie humaine.

Ces dernières sont évaluées sur le plan mécanique et biomécanique suivant des protocoles d'essai variés. Les essais sont dits « mécaniques » lorsqu'ils consistent à tester l'implant chirurgical seul ou bien sur os synthétique tel que les Sawbones®, alors que les essais « biomécaniques » les évaluent sur pièces anatomiques, c'est-à-dire posés et donc en partie dans leur environnement. Cette partie a pour objectif de décrire ces différents protocoles publiés dans la littérature scientifique.

Les tableaux présentés ci-après regroupent une sélection d'études issues d'une recherche bibliographique poussée mais non-exhaustive.

1) Approche en chirurgie vétérinaire

Dans cette partie nous nous attacherons à rapporter les spécificités des protocoles d'essai en régime quasi-statique puis en fatigue publiés dans le domaine de la chirurgie vétérinaire. Les études seront présentées par ordre chronologique.

a. Essais statiques

Nature de l'étude	Type de stabilisation passive	Auteur(s) et année	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-chargeement	Vitesse course traverse	Valeurs considérées					
									Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
Biomécanique	Intra-articulaire	(Yoshiya et al. 1986)	Grasset	35	Grasset à 45° de flexion	Traction uni-axiale ; embases fixes	/	900 mm/min	✓	X	✓	X	✓	/
		(Lopez et al. 2013)	Tibias	26	Tibia dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embase supérieure mors et embase inférieure pivot	5 N	60 mm/min	✓	✓	✓	X	✓	/
		(Biskup et al. 2015)	Grasset	30	Grasset à 135° à l'envers (tibia fixé en partie proximale)	Compression uni-axiale ; embase supérieure fixe et embase inférieure libre sur le plan frontal	10 N maintenu 60 sec + 100 cycles [10 ; 98 N]	150 mm/min	✓	X	✓	✓	✓	Translation fémoro-tibiale
		(Barnhart, Bufkin, et Litsky 2019)	Fémur et Tibia dissociés	23 Fémurs + 22 Tibias	Fémurs et tibias dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embase pivot associée à un mors mécanique	5 N maintenu 60 sec	20 mm/min	✓	X	✓	X	✓	/
		(Blanc et al. 2019)	Grasset	17	Grasset dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure pivot	10 N atteint à une vitesse de 20 mm/min	1 mm/min	✓	X	✓	X	✓	Résistance initiale
		(Rafael et al. 2020)	Grasset	14	Grasset dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure pivot	10 N atteint à une vitesse de 20 mm/min	1 mm/min	✓	X	✓	✓	✓	Résistance à 3mm
		(Giraud et al. 2021)	Fémur	8	Fémur dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embase supérieure pivot associé à un mors en partie inférieure	10 N atteint à une vitesse de 20 mm/min	1 mm/min	✓	X	✓	✓	✓	Résistance à 3mm
	(Goin et al. 2021)	Fémur	8	Fémur dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embase supérieure pivot associé à un mors en partie inférieure	10 N atteint à une vitesse de 20 mm/min	1 mm/min	✓	✓	✓	X	✓	/	
	Extra-articulaire	(Lopez et al. 2007)	Fémur	21	Fémur à 45° mais axe du forage identique à l'axe d'application des efforts	Traction uni-axiale embase supérieure fixe associé à un mors en partie inférieure	1 N + 10 cycles de pré-conditionnement à 15% déformation à 0,5 Hz.	50 mm/min	✓	✓	✓	✓	✓	/
		(Giles et al. 2008)	Fémur	49	Traction uni-axiale (180°) ancre à 90°	Traction uni-axiale embase supérieure mors associée à une embase fixe en partie inférieure	10 N	60 mm/min	X	X	✓	X	✓	/
(Roca et al. 2020)		Fémur	8	Fémur placé à 150° dans le plan sagittal	Traction uni-axiale embase supérieure mors associée à une embase fixe en partie inférieure	100 cycles [5 ; 20 N] à 1 Hz	60 mm/min	X	✓	✓	X	✓	Résistance à 3mm	

Table 1. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation biomécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du grasset publiées en régime quasi-statique dans le domaine de la chirurgie vétérinaire

Nature de l'étude	Type de stabilisation passive	Auteur(s) et année	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Pré-charge	Vitesse course traverse	Valeurs considérées					Autre
								Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	
Mécanique	Intra-articulaire	(de Rooster et al. 2001)	Rubans de polyester (largeur, 4 et 7 mm), rubans en polyamide (largeur, 4 mm)	40	Traction uni-axiale (180°)	/	1000 mm/min	X	X	✓	X	X	Allongement à 20, 50 et 100 % de la Rm ; déformation ; rigidité à 50 et 100 % de la charge maximale
	Extra-articulaire	(Lewis, Milthorpe, et Bellenger 1997)	Polypropylène 2-0, Multifilament de polyester enduit de polybutylate 5-0 ; Monofilament nylon 27 et 36 kg	21	Traction uni-axiale (180°)	40 N	300 mm/min	✓	X	X	X	X	% de déformation ; module de Young ; module de perte
		(Anderson et al. 1998)	Pince à sertir Monofilament de nylon	74	Traction uni-axiale (180°)	/	500 mm/min	X	X	✓	X	✓	/
		(Banwell et al. 2005)	Système de réparation du LCC Sécurus 18 et 36 Kg	40	Traction uni-axiale (180°)	/	500 mm/min	✓	X	✓	✓	✓	/
		(Moore, Beck, Jespers, et Wilson 2006)	Système de mise en tension de Monofilament de nylon Sécurus	28	Traction uni-axiale (180°)	/	570 mm/min	✓	X	✓	X	✓	/
		(Moore, Beck, Jespers, Halfacree, et al. 2006)	Pince à sertir Monofilament de nylon Sécurus	60	Traction uni-axiale (180°)	/	570 mm/min	✓	X	✓	X	✓	/
		(Vianna et Roe 2006)	Fixation par deux nœuds ou deux tubes à sertir pour Monofilament de nylon Sécurus	50	Traction uni-axiale (180°)	/	500 mm/min	✓	✓	✓	✓	✓	/
		(Burgess et al. 2010)	FiberWire ; FiberTape ; OrthoFiber ; Monofilament de nylon avec deux techniques de fixation par nœuds ou crimpés	240	Traction uni-axiale (180°)	/	300 mm/min	✓	X	✓	✓	✓	/
		(Aktay et Kowaleski 2011)	Deux orientations d'application des efforts du fil (FiberWire) fixé par une ancre (Corkscrew) de 5 mm	20	Traction uni-axiale (180°) ancre à 0° ou à 90°	20 ± 1 N	60 mm/min	✓	X	✓	✓	✓	/
		(Cabano et al. 2011)	Monofilament de nylon vs. OrthoFiber fixé par crimps	20	Traction uni-axiale (180°)	/	500 mm/min	✓	✓	✓	✓	✓	/
		(Rose et al. 2011)	Monofilament de nylon leader, FiberTape, FiberWire, Xgen OrthoFiber, et LigaFiba	25	Traction uni-axiale (180°)	70 N atteint en 10 sec puis maintenu 6 sec	720 mm/min	✓	X	✓	X	✓	Résistance à 3 et à 5mm
		(Kunkel et al. 2013)	Deux orientations d'application des efforts sur mini-ancre associée à différents fils de suture : Monofilament de Nylon, FiberWire 2-0 et 5-0	20	Traction uni-axiale (180°) ancre à 0° ou à 90°	10 N	5 mm/min	✓	X	✓	✓	✓	
		(Wasik, Cross, et Voss 2013)	Trois types de fil de suture : Monofilament de Nylon, fibre composite de polyéthylène et fibre en UHMWPE fixé par une ancre	90	Traction uni-axiale (180°) ancre à 90°	2 N	3600 mm/min	✓	X	✓	X	✓	Résistance à 3mm
		(Aisa et al. 2014)	Comparaison de différentes configurations (n=7) de type boucle ou sertissage comme fixation de matériel de suture	70	Traction uni-axiale (180°)	20 N maintenu 30 sec	10 mm/min	X	X	✓	X	✓	Résistance à 2mm

Table 2. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation mécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du grasset publiées en régime quasi-statique dans le domaine de la chirurgie vétérinaire

La **Table 1** et **2** rapportant les essais biomécaniques et mécaniques en régime quasi-statique montre certaines similitudes entre les différentes études publiées telles que :

- Un angle d'application des efforts à 180° (7/11 études – **Table 1** et 14/14 études – **Table 2**).
- L'usage de pièces anatomiques de fémur isolées (5/11 études) vs. 4/11 études ayant eu recours à l'usage d'articulations complètes de grassets (**Table 1**).
- La méthode de mesure de la force uniquement donnée par la cellule de force de la machine d'essai mécanique.
- La méthode de mesure du déplacement uniquement donnée par la course traverse à l'exception de 4/25 études (**Table 1** et **2**) qui utilisent un extensomètre associé aux valeurs enregistrées par la course traverse afin de permettre un double contrôle de ce paramètre de sortie (Biskup et al. 2015; Lewis, Milthorpe, et Bellenger 1997; 1997; Moores, Beck, Jaspers, Halfacree, et al. 2006; Moores, Beck, Jaspers, et Wilson 2006).

Par ailleurs, des différences notables peuvent être notées tant en **Table 1** que **2**, comme une hétérogénéité :

- des protocoles de pré-chargements,
- de vitesses d'applications des efforts d'arrachement,
- de valeurs considérées comme paramètres de sorties, modulo la rigidité linéaire (9/11 études – **Table 1** et 11/14 études – **Table 2**) et le mode de rupture respectivement analysés dans (11/11 études – **Table 1** et 12/14 études – **Table 2**).

Enfin, les limites nécessitant d'être soulignées sont que seules :

- 6 des 25 études présentées dans les **Tables 1** et **2** mentionnent la gamme de la cellule de force utilisée pour réaliser les essais : 1 kN (Moores, Beck, Jaspers, Halfacree, et al. 2006; Moores, Beck, Jaspers, et Wilson 2006; Wasik, Cross, et Voss 2013; de Rooster et al. 2001) ; 5kN (Giles et al. 2008) ; 25 kN (Kunkel et al. 2013).
- Seules 6 des 14 études présentées dans la **Table 2** mentionnent le protocole de pré-chargement utilisé lors des essais mécaniques.

b. Essais en fatigue

Nature de l'étude	Type de stabilisation passive	Auteur(s) et année	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Min	Max	Nombre de cycles	Fréquence de l'essai	Valeurs considérées					
													Rigidité linéaire	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre	
Biomécanique	Intra-articulaire	(Biskup et al. 2015)	Grasset	30	Grasset à 135° à l'envers (tibia fixé en partie proximale)	Compression uni-axiale ; embase supérieure fixe et embase inférieure libre sur le plan frontal	10 N maintenu 60 sec	/	10 N	98 N	100	1 Hz	✓	✓	✓	✓	Translation fémoro-tibiale	
		(Goin et al. 2019)	Grasset	3	Grasset dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure pivot	100 N appliqué à 20 mm/min	/	100 N	210 N	100K	0,58 Hz	✗	✓	✓	✓		
		(Goin et al. 2022)	Grasset	7	Grasset dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure pivot	100 N appliqué à 20 mm/min	/	100 N	210 N	100K	0,58 Hz	✓	✓	✓	✓	Rigidité linéaire 1 ^{er} , 2 ^{ème} , 10 ^{ème} et 100 ^{ème} cycle	
	Extra-articulaire	(Lewis, Milthorpe, et Bellenger 1997)	Grasset	14	Grasset à 135°	Traction - relâchement uni-axiale ; embase inférieure libre sur le plan frontal		/	25 mm/min	-60 N mvt tiroir caudal	80 N mvt tiroir crânial	12	/	✓	✗	✗	✗	% d'augmentation du mvt du tiroir
		(Harper et al. 2004)	Grasset	56	Grasset à 135°	Compression uni-axiale ; embases supérieure fixe (fémur) et inférieure libre sur le plan frontal et en rotation (tibia)		/	25 mm/min	-65 N mvt tiroir caudal	80 N mvt tiroir crânial	12	/	✓	✗	✗	✗	% d'augmentation du mvt du tiroir
		(Giles et al. 2008)	Fémur	35	Traction uni-axiale (180°) ancre à 90°	Traction uni-axiale embase supérieure mors associée à une embase fixe en partie inférieure		10 N	60 mm/min	280 N	332 N	10 000	5 Hz	✓	✓	✓	✓	Rigidité linéaire du 5 ^{ème} cycle

Table 3^a. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation biomécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du grasset publiées en fatigue dans le domaine de la chirurgie vétérinaire

Nature de l'étude	Type de stabilisation passive	Auteur(s) et année	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Min	Max	Nombre de cycles	Fréquence de l'essai	Valeurs considérées				
													Rigidité linéaire	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
Biomécanique	Extra-articulaire	(Tonks et al. 2010)	Grasset	12	Grasset à 135°	Compression uni-axiale embase supérieure (fémur) libre en abduction et adduction (plan sagittal) associée à une embase inférieure (tibia) à trois degrés de liberté	25, 30, 40, 50, 60 ou 70 N	6 mm/min	25, 30, 40, 50, 60 ou 70 N	150 N	1	/	X	X	X	X	Pression de contact maximale ; la pression de contact moyenne ; la surface de contact
		(Choate et al. 2012)	Fémur	80	Fémurs orientés à 70°	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixe	10 N	50 N/s	25 N	250 N	100	1 Hz	✓	✓	✓	✓	Résistance à 3 mm
		(Choate et al. 2013)	Grasset	48	Grasset à 135°	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixe	/	/	- 80 N	160 N	Jusqu'à 10 mm de translation craniocaudale ou 10h	0,1 Hz	X	X	X	X	Translation craniocaudale
		(Oda et al. 2016)	Grasset	20	Grasset à 135°	Traction uni-axiale ; embase supérieure fixe (fémur) et embase inférieure à trois degrés de liberté (tibia)	/	20 mm/min	0 N	100 N	3	/	X	X	X	X	Rigidité de l'articulation ; translation craniocaudale

Table 3^b. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation biomécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du grasset publiées en fatigue dans le domaine de la chirurgie vétérinaire

La **Table 3^{a et b}** rapportant les essais biomécaniques en fatigue montre certaines similitudes entre les différentes études publiées telles que :

- Un angle d'application des efforts à 135° (6/10 études).
- L'usage de pièces anatomiques de grassets (8/10 études).
- La méthode de mesure de la force uniquement donnée par la cellule de force de la machine d'essai mécanique.
- La méthode de mesure du déplacement uniquement donnée par la course traverse à l'exception de (Biskup et al. 2015) qui utilisent un extensomètre associé aux valeurs enregistrées par la course traverse afin de permettre un double contrôle de ce paramètre de sortie.
- La fréquence des essais choisie entre 0,58 et 1 Hz (4/10 études)
- La vitesse d'applications des efforts cycliques entre 20 et 25 mm/min pour 3 des 10 études.
- L'analyse de la rigidité linéaire comme paramètre de sortie (6/10 études) ainsi que la résistance maximale et son déplacement associé ainsi que le mode de rupture (5/10 études).

Par ailleurs, des différences notables peuvent être notées dans la **Table 3^{a et b}**, comme une hétérogénéité :

- des protocoles de pré-chargements,
- de la gamme d'application des efforts cycliques,
- du nombre de cycliques par essai,

Enfin, les limites nécessitant d'être soulignées dans la **Table 3^{a et b}** sont que :

- 4 des 10 études ne mentionnent pas le protocole de pré-chargeement utilisé lors des essais biomécaniques.
- 6 des 10 études ne mentionnent pas la fréquence choisie lors des essais biomécaniques.
- 8 des 10 études ne mentionnent pas la gamme de la cellule de force utilisée pour réaliser les essais à l'exception de (Giles et al. 2008) : 5 kN et (Choate et al. 2012) : 20 kN.

Nature de l'étude	Auteur(s) et année	Modèle ex-vivo	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Mode de pilotage	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Min	Max	Nombre de cycles	Fréquence de l'essai	Valeurs considérées				
												Rigidité linéaire	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
Mécanique	Intra-articulaire	(de Rooster et al. 2001)	Rubans de polyester (largeur, 4 et 7 mm), rubans en polyamide (largeur, 4 mm)	40	Force	25 N ; 42 N	500 mm/min	25 N ; 42 N	42 N ; 137 N	25 x 2000	/	✓	✓	✓	✗	Déformation ; rigidité à 50 et 100 % de la charge maximale
	Extra-articulaire	(Anderson et al. 1998)	Pince à sertir Monofilament de nylon	20	Force	25 N	200 mm/min	25 N	100 N	30	/	✗	✓	✓	✓	/
		(Sicard, Hayashi, et Manley 2002)	Deux types de de fil de pêche en Monofilament de nylon et 3 autre types de Monofilament de nylon	100	Force	2 N ; 100 N	200 mm/min	2 N ; 100 N	50 N ; 150 N	10	/	✗	✓	✓	✓	/
		(Banwell et al. 2005)	Système de réparation du LCC Sécurus 18 et 36 Kg	40	Déplacement	/	500 mm/min	0 mm	7,5 ; 6 mm	49	/	✓	✓	✓	✓	/
		(Aktay et Kowaleski 2011)	Deux orientations d'application des efforts du fil (FiberWire) fixé par une ancre (Corkscrew) de 5 mm Monofilament de nylon	20	Force	30 ± 1 N	/	30 N	240 N	Jusqu'à rupture	0,5 Hz	✓	✓	✓	✓	/
		(Rose et al. 2011)	leader, FiberTape, FiberWire, Xgen OrthoFiber, et LigaFiba	25	Force	70 N atteint en 10 sec puis maintenu 6 sec	720 mm/min	70 N	150 N	1000	0,5 Hz	✓	✓	✗	✓	Résistance à 3 mm, à 5 mm
(Kunkel et al. 2013)	Deux orientations d'application des efforts sur mini-ancre associée à différents fils de suture : Monofilament de Nylon, FiberWire 2-0 et 5-0	20	Déplacement	10 N	/	0 cm	2 cm	1000	0,5 Hz	✓	✓	✓	✓	/		

Table 4. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation mécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du grasset publiées en fatigue dans le domaine de la chirurgie vétérinaire

La **Table 4** rapportant les essais mécaniques en fatigue montre certaines similitudes entre les différentes études publiées telles que :

- Un angle d'application des efforts à 180° (6/7 études) à l'exception de (Kunkel et al. 2013).
- L'utilisation d'embases fixes (7/7 études).
- La méthode de mesure de la force uniquement donnée par la cellule de force de la machine d'essai (7/7 études).
- La méthode de mesure du déplacement uniquement donnée par la course traverse (7/7 études).
- La fréquence des essais choisie 0,5 Hz (3/7 études).
- L'analyse des mêmes paramètres de sorties dans la majorité des études.

Par ailleurs, des différences notables peuvent être notées dans la **Table 4**, comme une hétérogénéité :

- des protocoles de pré-chargements,
- de vitesses d'applications des efforts cycliques 2/7 études ont choisi 200 mm/min et 2/7 études ont choisi 500 mm/min.
- de la gamme d'application des efforts cycliques,
- du nombre de cycliques par essai,

Enfin, les limites nécessitant d'être soulignées dans la **Table 4** sont que :

- 4 des 7 études ne mentionnent pas la fréquence choisie lors des essais mécaniques.
- 6 des 7 études ne mentionnent pas la gamme de la cellule de force utilisée pour réaliser les essais à l'exception de (Kunkel et al. 2013) : 25 kN.

c. Essais incrémentaux en fatigue

Nature de l'étude	Type de stabilisation passive	Auteur(s) et année	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Augmentation incrémentale du chargement	Nombre de cycles	Fréquence de l'essai	Valeurs considérées					
										Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
Mécanique	Extra-articulaire	(Vianna et Roe 2006)	Fixation à deux nœuds ou deux tubes à sertir pour Monofilament de nylon Sécurus	25	/	200 mm/min	5 cycles [0 ; 100 N] ; 5 cycles [0 ; 150 N] ; 5 cycles [0 ; 200 N]	Jusqu'à rupture (cad - 10 N)	/	✓	✓	✓	✓	✓	/
		(Burgess et al. 2010)	FiberWire ; FiberTape ; OrthoFiber ; Monofilament de nylon avec deux techniques de fixation par nœuds ou par tubes à sertir	240	10 N	200 mm/min	5 cycles [10 ; 100 N] ; 5 cycles [10 ; 150 N] ; 5 cycles [10 ; 200 N]	Jusqu'à rupture	/	✓	✗	✓	✓	✓	/
		(Cabano et al. 2011)	Monofilament de nylon vs. OrthoFiber fixé par des tubes à sertir	40	100 N	/	5 cycles [0 ; 100 N] ; 5 cycles [0 ; 150 N] ; 5 cycles [0 ; 200 N]	Jusqu'à rupture (cad - 10 N)	Campagne d'essai à 1 Hz puis nouvelle campagne à 3 Hz	✓	✓	✓	✓	✓	/
		(Aisa et al. 2014)	Comparaison de 7 configurations de fixation de suture de type boucle ou sertissage	35	20 N maintenu 30 sec	/	5 cycles [75 ; 125 N] ; 5 cycles [75 ; 175 N] ; 5 cycles [75 ; 225 N]	Jusqu'à rupture	/	✗	✗	✓	✗	✓	Résistance à 2 mm

Table 5. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation mécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du grasset publiées en fatigue avec augmentation incrémentale des efforts de tractions dans le domaine de la chirurgie vétérinaire

La **Table 5** rapportant les essais mécaniques en fatigue avec augmentation incrémentale des efforts de tractions montre certaines similitudes entre les différentes études publiées telles que :

- Un angle d'application des efforts à 180° (4/4 études).
- L'utilisation d'embases fixes (4/4 études).
- La méthode de mesure de la force uniquement donnée par la cellule de force de la machine d'essai (4/4 études).
- La méthode de mesure du déplacement uniquement donnée par la course traverse (4/4 études).
- L'augmentation incrémentale des efforts de tractions tous les 5 cycles (4/4 études) avec des gammes d'application des efforts cycliques sensiblement proches entre les 4 études.
- La vitesse d'application d'applications des efforts cycliques 2/4 études ont choisi 200 mm/min.
- L'analyse des mêmes paramètres de sorties dans la majorité des études.

Par ailleurs, des différences notables peuvent être notées dans la **Table 5**, comme une hétérogénéité :

- des protocoles de pré-chargements,

Enfin, les limites nécessitant d'être soulignées dans la **Table 5** sont que :

- 0 des 4 études ne mentionnent pas la fréquence choisie lors des essais mécaniques.
- 0 des 4 études ne mentionnent pas la gamme de la cellule de force utilisée pour réaliser les essais.

a. Synthèse

Nous constatons une hétérogénéité manifeste des protocoles d'essai choisis en recherche vétérinaire tant pour les essais d'évaluations biomécaniques et mécaniques en condition d'arrachement quasi-statique qu'en condition de fatigue. Il existe cependant des tendances d'évaluation en fonction des régimes de sollicitations souhaités pouvant être rapportés mais également des manques, sources de biais importants.

Pour les essais d'arrachement quasi-statiques :

Paramètres	Différences	Tendances
Angles d'application des efforts	45° ; 135° ; 180°	180°
Niveau de pré-chargement	[5 N ; 70 N]	± 10 N
Vitesse d'application des efforts	[1 mm/min ; 3600 mm/min] *	± 400 mm/min
Paramètres de sorties	Rigidité linéaire	
	Limite élastique	Rigidité linéaire
	Résistance maximale	Résistance maximale
	Déplacements associés	Mode de rupture
	Mode de rupture	

* On note un intervalle très large des vitesses de chargement entre les études quasi-statiques, jusqu'à 3600 mm/min. La vitesse de chargement influence le comportement mesuré en fonction des propriétés viscoélastiques des tissus. D'après Van Dommelen, le comportement en traction sur des ligaments humains isolés est similaire entre 0.01 et 100mm/s. Au-delà de 10000mm/s, les auteurs notent des différences de réponse (van Dommelen et al. 2005).

Pour les essais en fatigue :

Paramètres	Différences	Tendances
Angles d'application des efforts	70° ; 135° ; 180°	135°
Niveau de pré-chargement	[2 N ; 100 N]	[10 N ; 30 N]
Vitesse d'application des efforts	[20 mm/min ; 500 mm/min]	[20 mm/min ; 60 mm/min] et [200 mm/min ; 500 mm/min]
Gamme de sollicitation	[2 N ; 250 N]	[50 N ; 150 N]
Nombre de cycle / essai	[6 ; 100K]	[100 ; 1000]
Paramètres de sorties	Rigidité linéaire	
	Limite élastique	Rigidité linéaire
	Résistance maximale	Résistance maximale
	Déplacements associés	Déplacements associés
	Mode de rupture	Mode de rupture

Manques et sources de biais communs aux essais d'arrachement quasi-statiques et en fatigue :

- Le déplacement est presque essentiellement mesuré par le déplacement de la course traverse (41/46 études) sans autre capteur de mesure comme l'usage d'un extensomètre (5/46 études) ou bien par analyse optique (0/46 études) induisant un biais important dans le calcul du déplacement / glissement / allongement / augmentation de l'amplitude antéro-postérieure du tibia par rapport au fémur.
- La gamme des cellules de force utilisées pour réaliser les essais n'est presque jamais mentionnée dans les protocoles expérimentaux (37/46 études). Aussi, il est très difficile de se fier aux résultats rapportés dus aux limites de sensibilité de tels capteurs associés aux niveaux de chargements imposés tant lors du pré-chargement que lors des valeurs maximales. Pour ne citer qu'un exemple, Kunkel utilise une cellule de force de 25 kN pour imposer un pré-chargement de 10 N et mesurer des valeurs comprises entre 406,9 et 683 N (Kunkel et al. 2013).
- Le protocole de pré-chargement est lui aussi souvent non-mentionné dans les essais (16/46 études) soit par omission ou bien peut-être simplement car les auteurs ne l'ont pas effectué au cours de leurs essais. Dans les deux cas, c'est une information manquante très importante tant pour la compréhension des résultats rapportés par les auteurs que lors de la mise en place de nouveaux protocoles d'essais biomécaniques s'inspirant de l'art antérieur.

Nous pouvons nous interroger également sur l'origine de cette hétérogénéité des protocoles d'essais choisis en chirurgie vétérinaire. Une hypothèse pourrait-être avancée selon laquelle l'absence de réglementation européenne / mondiale de validation des implants avant leur mise sur le marché serait l'une des causes potentielles d'une telle diversité retrouvée dans l'état de l'art scientifique.

2) Approche en chirurgie humaine

Dans cette partie nous nous attacherons à rapporter les spécificités des protocoles d'essai en régime quasi-statique puis en fatigue publiés dans le domaine de la chirurgie humaine. Les pièces anatomiques ne sont pas toujours d'origine humaine. La difficulté de se procurer un nombre statistiquement suffisant d'échantillons d'origine humaine afin de mettre en évidence des différences significatives entre les groupes testés ont alors contraints certains auteurs à faire le choix d'utiliser d'autres modèles *ex-vivo* (i.e. porcine ou ovine) qui sont les modèles les plus proches de l'humain et régulièrement choisis dans le cadre d'études biomécaniques sur l'évaluation d'implants orthopédiques. Les études seront présentées par ordre chronologique.

a. Essais statiques

Nature de l'étude	Auteur(s) et année	Modèle ex-vivo	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Valeurs considérées					
									Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dpimt associé	Mode de rupture	Autre
Biomécanique	(Kurosaka, Yoshiya, et Andrish 1987)	Humain	Genou	7	Genoux à 45° de flexion	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	/	1800 mm/min	✓	✗	✓	✓	✓	/
	(Steiner et al. 1994)	Humain	Genou	38	Genoux à 20° de flexion	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure à deux degrés de liberté (contraint en rotation)	50 N	60 mm/min	✓	✓	✓	✓	✓	/
	(Bryan et al. 1996)	Bovin	Grassets	24	Grassets à 45° de flexion	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure à deux degrés de liberté (contraint en rotation)	/	500 mm/min	✗	✗	✓	✗	✓	/
	(Dürselen et al. 1996)	Ovin	Grassets	18	Grassets à 90° de flexion	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	50 N	10 mm/min	✗	✗	✓	✓	✗	Résistance maximale associée au déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur
	(Rupp, Krauss, et Fritsch 1997)	Porcin	Grassets	30	Grasset dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embase supérieure (fémur) et embase inférieure (tibia) à trois degrés de liberté	/	50 mm/min	✗	✗	✓	✗	✓	/
	(Nakano et al. 2000)	Porcin	Grassets	20	Grassets à 45° de flexion	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	10 cycles [0 ; 50 N] à une vitesse de 50 mm/min puis 80 N maintenu 2 min	50 mm/min	✗	✓	✓	✗	✓	/
	(Kousa et al. 2003)	Porcin	Fémur	60	/	Traction uni-axiale suivant l'axe du forage osseux réalisé	/	50 mm/min	✓	✓	✓	✗	✓	/
	(Fabbriani et al. 2005)	Ovin	Fémurs et tibias	40	Fémurs et tibias testés séparément dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; embase supérieure fixe (fémur ou tibia) et mors inférieur	10 N maintenu 10 min	200 mm/min	✓	✓	✓	✗	✓	/
	(Yoo et al. 2006)	Humain	Tibias	18	Tibias testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	10 cycles [0 ; 30 N]	20 mm/min	✓	✗	✓	✓	✓	/
(Ait Aouit et al. 2009)	Ovin	Grassets	14	Grassets à 135° et 90°	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	/	/	✓	✗	✓	✓	✗	/	

Table 6^a. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation biomécanique et mécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du genou publiées en régime quasi-statique dans le domaine de la chirurgie humaine

Nature de l'étude	Auteur(s) et année	Modèle ex-vivo	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Valeurs considérées					
									Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
	(Cook et al. 2015)	Canin	Grassets	42	Grassets à 140°	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	10 N atteint à une vitesse de 6 mm/min	6 mm/min jusqu'à 4 mm	✓	✗	✗	✗	✗	Résistance à 1, 2, 3 et 4 mm
	(Fedorová et al. 2015)	Porcin	Grassets	21	Grassets à 100°	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	/	3000 mm/min	✗	✗	✓	✗	✓	/
	(Smith et al. 2016)	Canin	Grassets	24	Grassets à 140°	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	10 N atteint à une vitesse de 6 mm/min	6 mm/min jusqu'à 4 mm	✓	✗	✗	✗	✗	Résistance à 1, 2, 3 et 4 mm
	(Aoki, Imade, et Uchio 2019)	Porcin	Patellas	200	Axe d'application des efforts à 0, 30, 60 et 90° par rapport à l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixe	5 cycles [1 ; 5 N]	60 mm/min	✗	✗	✓	✗	✓	/
	(Soreide et al. 2019)	Murin	Grassets	36	Grassets à 20° de flexion	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixe	/	20 mm/min	✗	✗	✓	✓	✓	/
Mécanique	(Chivot et al. 2018)	/	Tibia en Sawbones	16	Tibias orientés à 45° dans le plan sagittal	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixe	/	100 mm/min	✓	✗	✓	✓	✗	/

Table 6^b. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation biomécanique et mécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du genou publiées en régime quasi-statique dans le domaine de la chirurgie humaine

La **Table 6^a et b** rapportant les essais biomécaniques et mécaniques en régime quasi-statique montre certaines similitudes entre les différentes études publiées telles que :

- Un angle d'application des efforts à 45° (4/16 études).
- L'usage de pièces anatomiques de grassets porcins (5/16 études).
- L'utilisation d'embases fixes (16/16 études).
- Le mode de pilotage en déplacement (16/16 études).
- La méthode de mesure de la force uniquement donnée par la cellule de force de la machine d'essai mécanique.
- La méthode de mesure du déplacement uniquement donnée par la course traverse à l'exception de (Fedorová et al. 2015) qui utilisent un extensomètre et (Cook et al. 2015; Smith et al. 2016; Chivot et al. 2018) qui utilisent une mesure optique afin de permettre un double contrôle de ce paramètre de sortie.
- La vitesse d'applications des efforts d'arrachement entre 50 et 60 mm/min pour 5 des 16 études.
- L'analyse de la résistance maximale comme paramètre de sortie (14/16 études) ainsi que le mode de rupture (11/16 études).

Par ailleurs, des différences notables peuvent être notées dans la **Table 6^a et b**, comme une hétérogénéité :

- des protocoles de pré-chargements,

Enfin, les limites nécessitant d'être soulignées dans la **Table 6^a et b** sont que :

- 8 des 16 études ne mentionnent pas le protocole de pré-chargeement utilisé lors des essais biomécaniques.
- 14 des 16 études ne mentionnent pas la gamme de la cellule de force utilisée pour réaliser les essais à l'exception de (Soreide et al. 2019) : 10 lb et (Bryan et al. 1996) : 5 kN.

b. Essais en fatigue

Nature de l'étude	Auteur(s) et année	Modèle ex-vivo	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Min	Max	Nombre de cycles	Fréquence de l'essai	Valeurs considérées					
													Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
Biomécanique	(Nakano et al. 2000)	Porcin	Grassets	20	Grassets à 45° de flexion	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	10 cycles [0 ; 50 N] à une vitesse de 50 mm/min puis 80 N maintenu 2 min	50 mm/min	0 mm	2 cm	5000	/	X	✓	✓	X	✓	/
	(Scheffler et al. 2002)	Humain	Genoux	40	Genoux à 30° de flexion	Traction uni-axiale ; embase supérieure fixe (fémur) et embase inférieure à trois degrés de liberté (tibia)	5 N	120 mm/min	5 N	100 N + 20 N par cycle	Jusqu'à rupture	/	✓	X	X	X	X	Déplacement à 100, 200, 300 et 400 N ; perte d'énergie
	(Kousa et al. 2003)	Porcin	Fémur	60	/	Traction uni-axiale suivant l'axe du forage osseux réalisé	50 N maintenu 10 secs	/	50 N	200 N	1500	2 Hz	✓	X	✓	✓	✓	Rigidité linéaire aux 1 ^{re} , 10 ^{ème} , 50 ^{ème} , 100 ^{ème} , 250 ^{ème} , 500 ^{ème} , 1000 ^{ème} , 1500 ^{ème} cycles
	(Brown et al. 2004)	Humain	Fémurs	18	Fémurs testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixe	/	/	50 N	250 N	1000	1 Hz	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Fabbriciani et al. 2005)	Ovin	Fémur et tibia	40	Fémurs et tibias testés séparément dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; embase supérieure fixe (fémur ou tibia) et mors inférieur	10 N maintenu 10 min	200 mm/min	10 N	150 N	1000	/	✓	✓	✓	X	✓	/

Table 7^a. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation biomécanique et mécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du genou publiées en fatigue dans le domaine de la chirurgie humaine

Nature de l'étude	Auteur(s) et année	Modèle ex-vivo	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Min	Max	Nombre de cycles	Fréquence de l'essai	Valeurs considérées					
													Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
	(Milano et al. 2006)	Porcin	Fémurs	90	Fémurs testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uniaxiale ; embase supérieure fixe et mors inférieur	10 N	200 mm/min	10 N	150 N	1000	30 cycles / min	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Milano et al. 2007)	Porcin	Fémurs	40	Fémurs testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uniaxiale ; embase supérieure fixe et mors inférieur	10 N	200 mm/min	10 N	150 N	1000	/	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Ait Ouït et al. 2009)	Ovin	Grasssets	14	Grasssets à 135°	Traction uniaxiale ; embases supérieure et inférieure fixe	/	50 mm/min	0 N	100 N	6	/	X	X	X	X	X	Analyse cinématique des mouvements relatifs du grasset ; Laxité antéro-postérieure du grasset (mm)
	(Robert et al. 2015)	Porcin	Tibias	32	Tibias testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uniaxiale ; mors supérieur et embase inférieure fixe	70 N maintenu 30 secs	80 mm/min	70 N	220 N	1000	1,33 Hz	X	X	✓	✓	✓	/
	(Scannell et al. 2015a)	Porcin	Fémurs	50	Fémurs testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uniaxiale ; mors supérieur et embase inférieure à deux degrés de liberté	50 N maintenu 10 secs	/	50 N	200 N	1500	0,5 Hz	✓	X	✓	✓	✓	/

Table 7^b. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation biomécanique et mécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du genou publiées en fatigue dans le domaine de la chirurgie humaine

Nature de l'étude	Auteur(s) et année	Modèle ex-vivo	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-chargement	Vitesse course traverse	Min	Max	Nombre de cycles	Fréquence de l'essai	Valeurs considérées					
													Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
	(Scannell et al. 2015b)	Porcin	Tibias	40	Tibias testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure à deux degrés de libertés	50 N maintenu 10 secs	/	50 N	200 N	1500	0,5 Hz	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Veriotti, Sardelli, et Nguyen 2015)	Porcin	Tibias	30	Tibias testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure à deux degrés de libertés	10 cycles [10 ; 50 N] à 1 Hz	/	50 N	250 N	500	1 Hz	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Ettinger et al. 2017)	Porcin	Fémurs	80	Fémur à 30° dans le plan sagittal	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure à deux degrés de libertés	60 N maintenu 30 secs	/	60 N	250 N	500	1 Hz	✓	X	✓	✓	X	/
	(Monaco et al. 2017)	Porcin	Grasset	22	Grasset à 45° de flexion correspondant à l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixe	90 N maintenu 5 min	/	90 N	240 N	1000	/	✓	X	✓	✓	X	Déplacement au 100 ^{ème} , 500 ^{ème} et 1000 ^{ème} cycle
	(Garcés et al. 2019)	Porcin	Tibias	40	Tibia à 45° sur le plan sagittal correspondant à l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixe	10 cycles [0 ; 50 N] puis maintient à 50 N durant 60 secs	30 mm/min	Campagne n°1 : 50 N ; Campagne n°2 : 100 N	Campagne n°1 : 250 N ; Campagne n°2 : 300 N	Campagne n°1 : 1000 ; Campagne n°2 : 5000	1 Hz	✓	✓	✓	✓	X	/
Mécanique	(Cheng et al. 2018)	/	Comparaison fixations GraftMax® ; EndoButto® et TightRope®	32	Traction uni-axiale (180°)	Embases fixes	10 cycles [10 ; 50 N] à 1 Hz	0,83 mm/min	50 N	250 N	1000	/	✓	✓	✓	✓	X	/

Table 7c. Tableau de synthèse bibliographique des études d'évaluation biomécanique et mécanique portant sur la stabilisation passive de l'articulation du genou publiées en fatigue dans le domaine de la chirurgie humaine

La **Table 7^{a, b et c}** rapportant les essais biomécaniques et mécaniques en fatigue montre certaines similitudes entre les différentes études publiées telles que :

- L'usage de pièces anatomiques soit de fémurs isolés (7/16 études) soit de tibias isolés (5/16 études).
- L'usage de pièces anatomiques de grassetts porcins (11/16 études).
- Un angle d'application des efforts se fait suivant l'axe des forages osseux (10/16 études).
- Le mode de pilotage choisi est en force à l'exception de (Nakano et al. 2000) en déplacement.
- La méthode de mesure de la force uniquement donnée par la cellule de force de la machine d'essai mécanique.
- La méthode de mesure du déplacement uniquement donnée par la course traverse à l'exception de (Brown et al. 2004) et (Ettinger et al. 2017) qui utilisent une mesure optique afin de permettre un double contrôle de ce paramètre de sortie.
- La fréquence des essais choisie entre 0,5 et 1 Hz (6/16 études)
- L'analyse de la rigidité linéaire comme paramètre de sortie (13/16 études) ainsi que la résistance maximale (14/16 études).

Par ailleurs, des différences notables peuvent être notées dans la **Table 7^{a, b et c}**, comme une hétérogénéité :

- des protocoles de pré-chargements,
- de la gamme d'application des efforts cycliques,
- de la vitesse d'application des efforts cycliques,
- du nombre de cycliques par essai,

Enfin, les limites nécessitant d'être soulignées dans la **Table 7^{a, b et c}** sont que :

- 7 des 16 études ne mentionnent pas la fréquence choisie lors des essais biomécaniques.
- 15 des 16 études ne mentionnent pas la gamme de la cellule de force utilisée pour réaliser les essais à l'exception de (Milano et al. 2006) : 10 kN.

a. Synthèse

Tout comme en recherche vétérinaire, nous constatons également une grande hétérogénéité des protocoles d'essai choisis dans le domaine de la chirurgie humaine tant pour les essais d'évaluations biomécaniques et mécaniques en condition d'arrachement quasi-statique qu'en condition de fatigue. Il existe cependant des tendances d'évaluation en fonction des régimes de sollicitations souhaités pouvant être rapportés mais également des manques, sources de biais importants.

Pour les essais d'arrachement quasi-statiques :

Paramètres	Différences	Tendances
Angles d'application des efforts	20° ; 45° ; 90° ; 140°	45°
Niveau de pré-chargement	[10 N ; 50 N]	10 N
Vitesse d'application des efforts	[10 mm/min ; 3000 mm/min] *	[50 mm/min ; 60 mm/min]
Paramètres de sorties	Rigidité linéaire	
	Limite élastique	Résistance maximale
	Résistance maximale	Mode de rupture
	Déplacements associés	
	Mode de rupture	

* Tout comme en recherche vétérinaire, on note un intervalle très large des vitesses de chargement entre les études quasi-statiques, jusqu'à 3000 mm/min. La vitesse de chargement influence le comportement mesuré en fonction des propriétés viscoélastiques des tissus. D'après Van Dommelen, le comportement en traction sur des ligaments humains isolés est similaire entre 0.01 et 100mm/s. Au-delà de 10000mm/s, les auteurs notent des différences de réponse (van Dommelen et al. 2005).

Pour les essais en fatigue :

Paramètres	Différences	Tendances
Angles d'application des efforts	30° ; 135° ; 180° et suivant axes des forages osseux	Suivant axes des tunnels osseux
Niveau de pré-chargement	[10 N ; 90 N]	± 50 N
Vitesse d'application des efforts	[0,83 mm/min ; 200 mm/min]	[30 mm/min ; 80 mm/min] et 200 mm/min
Gamme de sollicitation	[0 N ; 300 N]	[50 N ; 250 N]
Nombre de cycle / essai	[6 ; 5000]	[500 ; 1500]
Paramètres de sorties	Rigidité linéaire	Rigidité linéaire
	Limite élastique	
	Résistance maximale	Résistance maximale
	Déplacements associés	Déplacements associés
	Mode de rupture	

Manques et sources de biais communs aux essais d'arrachement quasi-statiques et en fatigue :

- Le déplacement est presque essentiellement mesuré par le déplacement de la course traverse (26/32 études) sans autre capteur de mesure comme l'usage d'un extensomètre (1/32 études) ou bien par analyse optique (5/32 études) induisant un biais important dans le calcul du déplacement / glissement / allongement / augmentation de l'amplitude antéro-postérieure du tibia par rapport au fémur.
- La gamme des cellules de force utilisées pour réaliser les essais n'est presque jamais mentionnée dans les protocoles expérimentaux (29/32 études). Aussi, il est très difficile de se fier aux résultats rapportés dus aux limites de sensibilité de tels capteurs associés aux niveaux de chargements imposés tant lors du pré-chargement que lors des valeurs maximales.
- Le protocole de pré-chargement est lui aussi souvent non-mentionné dans les essais (10/32 études) soit par omission ou bien peut-être simplement car les auteurs ne l'ont pas effectué au cours de leurs essais. Dans les deux cas, c'est une information manquante très importante tant pour la compréhension des résultats rapportés par les auteurs que lors de la mise en place de nouveaux protocoles d'essais biomécaniques s'inspirant de l'art antérieur.

3) Conclusion

Dans cette partie nous venons de mettre en évidence l'importance : (i) d'associer la mesure du déplacement issue de la course traverse avec un autre capteur tel qu'un extensomètre ou bien à une mesure optique afin de déterminer avec précision le déplacement / allongement ou glissement de notre région d'intérêt évaluée au cours des essais biomécaniques i.e. l'implant synthétique verrouillé dans son système de fixation (67 études publiées sur 78 se basent uniquement sur les valeurs de déplacement issu de la course traverse). (ii) de préciser mais surtout d'utiliser une cellule de force dont la gamme de mesure correspond aux valeurs que nous souhaitons mesurer. (iii) de spécifier et de choisir le protocole de pré-chargement adapté au type d'implant de fixation qui sera évalué.

En plus de ces trois paramètres nécessitant une attention particulière, l'étude approfondie de la littérature scientifique nous a également permis de mettre en évidence les tendances scientifiques à implémenter dans nos protocoles d'essais biomécaniques qui seront conduits au cours de ce travail de recherche. Aussi, le choix de réaliser des essais quasi-statiques suivant l'axe mécanique du tibia i.e. 180° associé à un pré-chargement de 10 N a été retenu (**Chapitre n°2 et Chapitre n°3, Partie II**).

En ce qui concerne les essais biomécaniques en fatigue, le choix de réaliser les essais sur grassets canins maintenus à 135° dans des embases fixes a été fait suivant les tendances issues de la littérature scientifique du domaine d'étude. Enfin, le choix d'appliquer un pré-chargement de 50 N puis de solliciter le système de reconstruction synthétique du LCC sur la gamme de sollicitation [50 N ; 250 N] a également été adopté (**Chapitre n°3, Partie III**).

Cette revue de littérature présentée dans le **Chapitre n°1, Partie II** ci-dessus, avait été réalisée dès l'initiation de mes travaux de recherche sur cette thématique. Cependant, les conclusions et préconisations que vous venez de lire dans le paragraphe ci-dessus n'ont pas pu être toutes suivies au cours des recherches préalables ayant pour objectif la compréhension du comportement biomécanique de la rupture du LCC physiologique ainsi que l'étude et l'amélioration de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique initialement proposée par l'industriel qui vous seront présentées dans le **Chapitre n°2** ci-après.

En effet, (i) des simplifications du setup d'évaluation biomécanique, (ii) un choix limité de capteurs de mesure à disposition ainsi que (iii) des moyens limités tant humains que financiers nous ont contraints à opérer des choix afin de nous permettre de réaliser nos premiers essais biomécaniques dans un contexte particulier qui vous sera explicité dans le **Chapitre n°2** ci-après.

Chapitre n°2. Compréhension du comportement du LCC physiologique et recherches préalables conduisant à l'évaluation en régime statique et en fatigue de sa technique de reconstruction synthétique

Partie I. Introduction

1) Scientifique

La rupture du ligament croisé crânial (rLCC) est la pathologie du membre pelvien la plus couramment rencontrée chez le chien avec une prévalence estimée à 4,87 % (Witsberger et al. 2008). Le traitement de cette pathologie implique une intervention chirurgicale et rapporte des coûts associés à son traitement de près de 1,32 milliard de dollars aux États-Unis en 2003 (Wilke et al. 2005).

C'est dans ce contexte économique qu'en 2017, Novetech Surgery est créé avec pour volonté de proposer aux chirurgiens vétérinaires une technique de traitement chirurgical de la rupture du LCC par reconstruction synthétique intra-articulaire du LCC rompu. L'arrivée de Novetech Surgery sur le marché des implants orthopédiques vétérinaires correspond également à la période où un regain d'intérêt scientifique est porté aux reconstructions intra-articulaires du LCC qu'elles soient physiologiques ou synthétiques (Barnhart et al. 2016; Barnhart, Getzy, et Gardiner 2018; Barnhart, Bufkin, et Litsky 2019; Cook et al. 2017; Prada, Silva, et Minto 2018; Biskup et Conzemius 2020).

En 2018, le société Novetech Surgery signe avec VetAgro Sup un partenariat de recherche ayant pour vocation d'évaluer les propriétés biomécaniques de sa technique de reconstruction du LCC par ligament intra-articulaire synthétique fixé par des vis d'interférence dans des tunnels osseux et pour laquelle je deviendrai leur représentant scientifique.

Comme pour tout nouveau dispositif implantable orthopédique, le choix de débiter les recherches par le domaine in-vitro a été décidé et plus particulièrement par des études biomécaniques sur modèle *ex-vivo* canin.

Le premier travail réalisé a été de désigner le setup biomécanique afin d'éprouver cette technique. Basé sur une revue de littérature approfondie du domaine d'étude (**Chapitre n°1, Partie II**) le banc d'essai finalement choisi et utilisé pour chacune des études biomécaniques de ce chapitre (**Chapitre n°2, Partie II, 2**) diffère de ceux décrits dans la littérature scientifique (Ait Aouit et al. 2009; Biskup et al. 2015; Choate et al. 2013;

Lewis, Milthorpe, et Bellenger 1997; Harper et al. 2004; Tonks et al. 2010; Oda et al. 2016). En effet, pour des raisons de coûts et de facilité de compréhension du système d'étude, nous avons fait le choix de la simplicité nous permettant ainsi d'obtenir des résultats qui ne seront pas comparables stricto sensu à ceux de la littérature mais permettront de comparer facilement les différentes études réalisées.

L'importance de connaître le comportement biomécanique du LCC physiologique jusqu'à rupture en condition quasi-statique est donc apparu comme étant le prérequis à toute étude biomécanique évaluant la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC initialement décrite par l'industriel. En effet, d'autres auteurs avant nous s'étaient déjà intéressés à cette thématique mais ils avaient conduit leurs essais suivant des setups biomécaniques et protocoles de chargements différents (Comerford et al. 2005; Dorlot et al. 1980; Wingfield et al. 2000). Raison pour laquelle nous avons tenu à obtenir nos propres résultats (Rafael et al. 2021).

Par la suite, deux études biomécaniques ont été réalisées sur la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC initialement décrite par l'industriel (**Figure 17**).

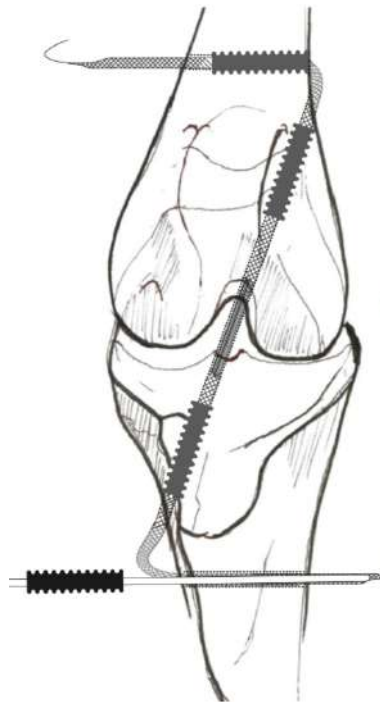


Figure 17. Schéma de la technique de reconstruction synthétique du LCC dite du « Novalig » initialement décrite par l'industriel « Novetech Surgery »

La première étude s'attachait à comparer la résistance biomécanique à l'arrachement en régime quasi-statique de l'implant synthétique fixé à l'aide de 2, 3 ou 4 vis d'interférence

par rapport à la résistance à rupture du LCC physiologique testé dans les mêmes conditions (Blanc et al. 2019).

La seconde, avait pour vocation de rapporter la résistance biomécanique à l'arrachement en régime de fatigue de l'implant synthétique fixé à l'aide de 4 vis d'interférence (Goin et al. 2022).

Une fois ces deux études conduites, notre compréhension de la technique était suffisante pour imaginer deux variations de celle-ci à évaluer biomécaniquement avec pour hypothèse que ces modifications permettraient d'augmenter la résistance biomécanique du système de fixation de la technique initiale (Rafael et al. 2020; Goin et al. 2021).

2) Objectifs des recherches préalables

Cinq études biomécaniques composent ce chapitre de recherches préalable. **Trois** d'entre elles s'intéresseront à la compréhension de la rupture du LCC ainsi que de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC initialement décrite par l'industriel. Les **deux** dernières auront, quant à elles, vocation à présenter deux variations de la technique initiale. Ces cinq études présentées dans ce chapitre ont été conduites de manière chronologique.¹

Ainsi, chacune de ces cinq publications avait des objectifs clairement définis tel que :

- (i) La compréhension du comportement biomécanique de la rupture du LCC physiologique en traction quasi-statique (Rafael et al. 2021)
- (ii) L'évaluation biomécanique de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC initialement décrite par l'industriel
 - a. En régime statique (Blanc et al. 2019)
 - b. En régime de fatigue (Goin et al. 2022)
- (iii) L'évaluation biomécanique de deux variations de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC
 - a. Comparaison de deux techniques d'implantation des vis d'interférence : In-Out vs. Out-In (Rafael et al. 2020)
 - b. Comparaison de deux systèmes de fixation fémorales (Goin et al. 2021)

¹ Cependant, leurs publications n'ont pu respecter cette temporalité dû à la durée et aux aléas du processus de publication que nous connaissons tous. Bien que je n'aie pas été premier auteur sur toutes ces publications, ma contribution à chacune d'elle était notable tant sur le plan des expérimentations que lors de la rédaction et des corrections des manuscrits avant publication.

Partie II. Matériel et Méthodes

1) Implants synthétiques et système de fixation

a. Novalig

L'implant synthétique permettant la reconstruction intra-articulaire du LCC se nomme « Novalig® » (**Figure 18**). Décliné en 3 tailles : 2000, 4000 et 8000 (**Table 8**) correspondant respectivement aux valeurs rapportées par l'industriel de leurs résistances à ruptures (exprimées en Newton) évaluées au niveau de leur section fonctionnelle (**Figure 18b**). Ces valeurs rapportées dépassent donc la résistance à rupture du LCC physiologique chez le chien (Butler et al. 1983; Patterson et al. 1991; Rafael et al. 2021).

Le Novalig est composé de deux parties : un fil de traction (présent à ses extrémités) permettant l'insertion de l'implant à l'intérieur des tunnels osseux (**Figure 18a**) et une section intra-articulaire fonctionnelle centrale plate (**Figure 18b**) ayant pour vocation d'être fixée par compression à l'aide de vis d'interférence une fois l'implant passé à travers les tunnels osseux.

Le Novalig est fabriqué à l'aide d'une multitude de monofilaments en Ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) de grade médical, tissés puis tressés de manière spécifique (**Figure 18**).

Le Novalig est stérilisé à l'oxyde d'éthylène et conditionné en un double sachet stérile placés dans une boîte en carton avant commercialisation.

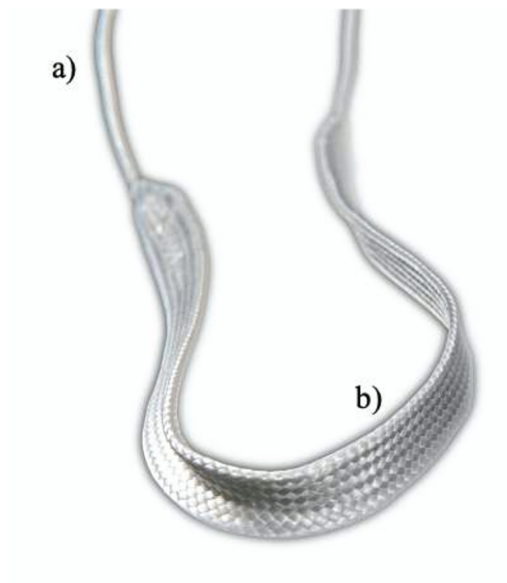


Figure 18. Implant synthétique en UHMWPE « Novalig ». (a) fil de traction. (b) section intra-articulaire fonctionnelle.

Modèle	Résistance à rupture (Rr)	Longueur section fonctionnelle	Largeur sous 3% de la Rr	Epaisseur sous 3% de la Rr	Allongement à 30% de la Rr
2000	2000 N	22 cm	N/A	N/A	N/A
4000	4000 N	22 cm	3,8 ± 0,5 mm	0,91 ± 0,1 mm	3 ± 0,4 %
8000	8000 N	22 cm	6 ± 1 mm	1,22 ± 0,1 mm	4,8 ± 0,5 %

Table 8. Synthèse des caractéristiques techniques de l'implant Novalig fournies par l'industriel

La **Table 8** apporte certaines informations techniques intéressantes permettant une meilleure appréhension du comportement mécanique de l'implant. Cependant, certaines limites sont à prendre en compte :

- Le questionnement sur l'exactitude de ces résultats étant donné qu'ils proviennent directement de l'industriel.
- Aucune information n'est rapportée par l'industriel au sujet de la longueur de travail (entre les mors) de l'implant testé conduisant à obtenir les valeurs présentées ci-dessus.
- Nous n'avons pas vérifié les valeurs de résistance à rupture du Novalig.

Afin d'augmenter notre compréhension technique de l'implant Novalig 4000 et plus particulièrement sur sa section fonctionnelle, nous avons réalisé deux essais mécaniques visant à déterminer sa rigidité linéaire estimée à environ 325 N/mm (**Table 9**).


Objectifs	Méthode			Résultats	
	Conditions aux limites	Longueur de travail (entre les mors)	Pré-chargement		Vitesse d'application des efforts
Caractériser la rigidité linéaire du Novalig 4000	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixes (mors textile)	20 mm	10 N	10 mm/min	315 N/mm
		21 mm	10 N	10 mm/min	336 N/mm

Table 9. Méthode et résultats des deux essais mécaniques ayant pour objectif de caractériser la rigidité linéaire de la section fonctionnelle du Novalig 4000 après stérilisation

b. Vis d'interférence

L'industriel a opté pour des vis d'interférence comme système de fixation permettant l'ancrage de l'implant synthétique dans l'os (**Figure 19**). Ce choix s'est basé sur l'antériorité empirique et scientifique des systèmes de fixations utilisés dans le cadre du traitement chirurgical de la rLCA chez l'homme définissant la vis d'interférence comme étant le gold standard (Maletis et al. 2007; Kousa et al. 2001; Marti et al. 1997; Kousa et al. 2003).

Les principales caractéristiques techniques de ces vis d'interférence sont :

- Conçues en **titane** de grade chirurgical, plus précisément nommé TA6V pour Ti-6Al-4V est un alliage de titane chargé à 6% aluminium et 4% de vanadium.
- Le choix du **titane TA6V** présente en plus de sa **biocompatibilité** prouvée depuis des décennies dans le domaine des implants orthopédiques (Semlitsch 1987; Li et al. 2020; Kaur et Singh 2019) l'avantage de pouvoir être **anodisé** permettant ainsi de réduire sa corrosion in-situ (Narayanan et Seshadri 2007; Prando et al. 2017; 2018) ainsi que de pouvoir être teinté de différentes couleurs en fonction de l'épaisseur de la couche d'oxyde induite par le processus d'anodisation (oxydation anodique) (**Figure 19**).
- L'ensemble des vis d'interférence de la gamme commercialisées par l'industriel sont :
 - **Canulées** permettant leur guidage lors de l'implantation à l'intérieur du forage osseux au contact par compression entre l'implant synthétique et les pourtours du tunnel osseux.
 - Conçues avec un **filetage atraumatique** (à l'inverse des vis auto-taraudantes utilisées lors d'ostéosynthèse) afin de préserver l'intégrité de l'implant synthétique qui se verra comprimé par la vis d'interférence au moment de son implantation.
 - Déclinées en plusieurs références de diamètres et longueurs différents (**Table 10**).
 - Ne sont pas coniques : elles présentent un corps continu depuis la tête de la vis jusqu'à son extrémité, un chanfrein qui viendra réduire le diamètre extérieur de la vis sur son dernier tour de filet distal.
 - Ont des empreintes standards hexagonales afin d'être implantées avec un tournevis hexagonal de 2,5 mm à l'exception des références diamètre 3 et 3,5 mm qui ont des empreintes torx modifiées qui correspondent à un tournevis torx dédié.



Figure 19. Gamme de vis d'interférence commercialisées par l'industriel







Références	Diamètres	Longueur
	3 mm	11 mm
	3,5 mm	11 mm
	4 mm	13 mm
	4,5 mm	15 mm 20 mm
	5 mm	15 mm 20 mm 25 mm
	6 mm	15 mm 20 mm 25 mm

Table 10. Caractéristiques techniques (diamètres et longueurs) des vis d'interférence commercialisées par l'industriel

L'Annexe n°1 présente dans un document transmis par l'industriel les consignes d'utilisation du Novalig associé aux choix des implants en fonction de différents paramètres tels que : le diamètre de forage en fonction du type d'os, la taille des implants à associer etc.

2) Méthode

Dans cette partie, nous nous attacherons à présenter dans un premier temps la méthode générale d'évaluation biomécanique utilisée pour conduire nos recherches préalables puis dans un second temps les spécificités ayant attiré à chacune des études réalisées. Du au nombre important de limites en lien avec les choix opérés lors de la construction de notre méthode, celles-ci seront énoncées à l'issue de chaque sous partie et discutées en **Partie IV**.

a. Origine, sélection et préparation des pièces anatomiques

Toutes les pièces anatomiques provenaient de chiens euthanasiés pour des raisons étrangères à l'objet de nos recherches biomécaniques préalables. Les membres pelviens été prélevés sur des sujets anatomiques canins adultes fraîchement congelés pesant entre 25 et 35 kg. Tous les chiens étaient de taille similaire. Les grassetts ont été disséqués pour laisser intacts le tibia, les ménisques, et le fémur. Les grassetts exempts d'arthrose, de lésions ligamentaires et méniscales contrôlés macroscopiquement par un chirurgien vétérinaire spécialiste européen (Dipl ECVS) ont été sélectionnés. Les grassetts ont été disséqués pour ne laisser intacts que le tibia, les ménisques, (le LCC dans l'étude de (Rafael et al. 2021)) et le fémur. L'extrémité proximale du fémur et l'extrémité distale du tibia ont été insérées puis incluses dans des supports métalliques rectangulaires (30 × 30 × 70 mm) à l'aide de résine de polyméthyl méthacrylate permettant de sécuriser la fixation des extrémités osseuses dans la machine d'essai.

- La non-vérification objective de la qualité des pièces anatomiques au sens de leur caractère sain, exempts d'atteinte d'ordre ligamentaire, méniscal ou de pathologie arthrosique peut être considéré comme la première limite de notre méthode d'évaluation biomécanique. Le recours à l'imagerie médicale (IRM ou Ct-Scan), aux grilles d'évaluation de l'arthrose ou bien la cotation des lésions sous-chondrales nous auraient par exemple permis d'objectiver les atteintes des pièces anatomiques et ainsi potentiellement écarter certains échantillons de nos études.
- Dans le contexte temporel de cette thèse, il a été difficile d'obtenir un nombre suffisant de sujets anatomiques de formats adaptés à la réalisation des essais ce qui explique parfois un nombre limité d'essai dans nos études. Leurs disponibilités pour la recherche s'étaient drastiquement réduites avec le contexte sanitaire pendant la pandémie de COVID 19. De plus, durant cette longue période, l'accès aux laboratoires pour les essais et autres unités fonctionnelles étaient interdit. Ce

contexte sanitaire a donc impacté de façon non-négligeable le déroulé de cette thèse.

b. Technique d'implantation des pièces anatomiques

Les échantillons ont été décongelés à température ambiante pendant 24 heures. Ils ont ensuite été implantés avec l'implant synthétique en UHMWPE (Novalig 8000) associé à son système de fixation par vis d'interférence selon la technique d'implantation chirurgicale « Out-In » suivant laquelle les vis d'interférence sont implantées depuis la surface épiphysaire du fémur et du tibia vers l'espace intra-articulaire (Blanc et al. 2019). Une fois le LCC entièrement réséqué, l'implantation a été réalisée en lieu et place des insertions physiologiques du LCC afin d'assurer une reconstruction anatomique de celui-ci. Toute la procédure d'implantation a été réalisée avec les grassets cadavériques maintenus en hyperflexion. L'ensemble des forages réalisés étaient de diamètre 3,6 mm. Un premier tunnel fémoral oblique a été foré (**Figure 20**) à partir de l'insertion caudo-latérale du LCC à l'aide d'un ancillaire de visé fourni dans le kit d'ancillaires permettant la réalisation de la technique (**Figure 21**). Un autre tunnel tibial oblique a été foré à partir de l'insertion cranio-médiale du LCC. L'implant en UHMWPE a ensuite été inséré à travers ces deux tunnels à l'aide d'un passe-fil. Une vis d'interférence a été implantée dans le premier tunnel depuis la face disto-latérale de la métaphyse fémorale suivant la technique d'implantation « Out-In ». Toutes les vis implantées mesuraient 4,5 mm de diamètre et 20 mm de long. Un tunnel transversal a été percé à travers la métaphyse distale du fémur à 10 mm proximement de la sortie proximale du premier tunnel. Une fois l'implant passé à travers ce troisième tunnel, à nouveau à l'aide d'un passe fil, une deuxième vis d'interférence a été implantée dans le tunnel depuis la face médiale vers la face latérale du fémur. Une autre vis a ensuite été implantée dans le tunnel tibial oblique suivant la technique d'implantation « Out-In », tout en maintenant l'implant synthétique sous tension. Un dernier tunnel transversal a été percé dans la métaphyse proximale du tibia à 10 mm distalement de la sortie distale du second tunnel. L'implant en UHMWPE a ensuite été passé à travers ce tunnel toujours avec un passe-fil et une quatrième vis d'interférence a été implantée depuis la face médiale vers la face latérale du tibia (**Figure 22**). Une fois la procédure d'implantation terminée, le clinicien a vérifié l'absence de mouvement du tiroir afin de confirmer la réussite de la procédure d'implantation (**Figure 6**).

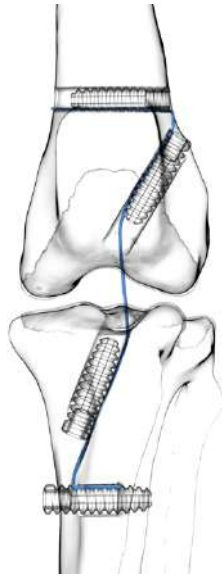


Figure 20. Vue schématique de la reconstruction synthétique intra-articulaire du LCC fixée par quatre vis d'interférence (deux périarticulaires obliques et deux transversales).



Figure 21. Ancillaire de visée développé par l'industriel pour guider les chirurgiens à contrôler le point d'entrée et de sortie des forages osseux



Figure 22. Visualisation finale de la procédure d'implantation permettant la stabilisation passive intra-articulaire du grasset à l'aide de l'implant synthétique en UHMWPE et fixé par quatre vis d'interférence.

Les limites de notre méthode d'implantation sont :

- L'aspect subjectif et donc difficilement reproductible des forages réalisés au niveau des insertions du LCC en partie fémorale et tibiale (points d'entrée et de sorties, orientation 3D). En effet, même si l'usage de l'ancillaire de visée (**Figure 21**) permet au chirurgien de contrôler les points d'entrée et de sortie de ses forages, le placement du viseur, donc des forages osseux, reste au jugé visuel du chirurgien au cours de l'intervention. Les zones d'insertions anatomiques du LCC sont étendues et variables d'un patient à un autre rendant ainsi difficile la mise en place d'une technique permettant d'objectiver la zone correcte où réaliser les forages et ainsi garantir une implantation isométrique de l'implant synthétique.
- La mise en tension de l'implant synthétique au moment du verrouillage des vis d'interférence est subjective et est laissée à l'appréciation du chirurgien : il choisit la tension correcte à appliquer à l'implant synthétique afin de stabiliser l'articulation.
- Le couple de serrage des vis d'interférence n'a pas été contrôlé au moment de leur implantation. En effet, le couple de serrage étant dépendant de l'échantillon implanté en lien avec le principe même de la vis d'interférence ayant pour objectif de verrouiller par phénomène de compression l'implant synthétique à l'intérieur du forage osseux n'avait que peu d'intérêt à nos yeux. Le fait de noter le couple de serrage réalisé pour chaque vis d'interférence implantée nous aurait cependant servi à obtenir des informations indirectes sur la qualité et densité osseuse de chaque échantillon.

- La non-vérification de la qualité des implantations post-implantation grâce à l'imagerie médicale. Un contrôle radiographique nous aurait permis d'obtenir des informations à ce propos, une vérification par CT-Scan nous aurait permis d'objectiver et de quantifier les erreurs d'implantations des vis d'interférence dans les 3 plans de l'espace.
- Le recours au CT-Scan nous aurait également permis d'objectiver la densité osseuse des échantillons implantés grâce à l'utilisation de fantômes tomодensitométriques placés à côté des échantillons et ainsi permettre une analyse plus fine des résultats biomécaniques obtenus.

c. Setup biomécanique

Les articulations du grasset stabilisées avec l'implant en UHMWPE et fixées à l'aide de 4 vis d'interférence ont été testées en condition d'arrachement quasi-statique et en condition de fatigue sous une charge de traction uniaxiale. Ces essais ont été réalisés à température ambiante (23°C) (Cocca et al. 2020) à l'aide d'une machine d'essai mécanique (AGS-X Shimadzu, Japon) disponible au laboratoire Interactions Cellules Environnement (ICE) de VetAgro Sup. Chaque échantillon implanté a été initialement positionné à 180° grâce à des embases pivots (étriers supérieur et inférieur maintenant les échantillons anatomiques inclus dans des supports métalliques 7x3x3 cm à l'aide de goupilles de 8 mm de diamètre) afin d'assurer l'alignement des tunnels obliques fémoral et tibial, (**Figure 23**). Des compresses stériles imbibées de sérum physiologique ont été appliquées directement à la surface des pièces anatomiques et maintenues en place avec des feuilles de films étirables en polyéthylène pour éviter toute déshydratation pendant les essais en condition de fatigue (48h) (**Figure 23C**).

Les limites de notre setup biomécanique sont :

- L'évaluation biomécanique suivant un axe d'application des efforts à 180° de notre technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC est un choix peu rapporté dans la littérature scientifique vétérinaire à l'exception de Barnhart et collègues en 2019 (Barnhart, Bufkin, et Litsky 2019). En effet, l'angulation physiologique du membre pelvien de 135° chez le chien en position d'attente est souvent repris pour les essais biomécaniques. (Ait Aouit et al. 2009; Biskup et al. 2015; Choate et al. 2013; Lewis, Milthorpe, et Bellenger 1997; Harper et al. 2004; Tonks et al. 2010; Oda et al. 2016) Cependant, notre objectif était de simuler les conditions physiologiques d'une rLCC en cas d'hyperextension du membre pelvien canin.

- Ce choix nous limitera donc dans la comparaison de nos résultats biomécaniques avec la littérature. Cependant l'objectif était de nous auto-comparer suivant les différents résultats de nos études de recherche préalables.
- Enfin, la reprise d'un setup biomécanique issu d'une publication scientifique antérieure aurait pu être un choix alternatif. Cependant le setup n'est pas le seul critère à prendre en compte : en effet le protocole d'essai conditionne de manière significative les résultats biomécaniques obtenus. Ainsi, le choix de la reproductibilité de notre propre modèle d'essai a été préféré afin de limiter les biais issus d'une reprise d'un protocole antérieur qui n'aurait pas été le fruit de notre réflexion et approche scientifique de la thématique d'étude.

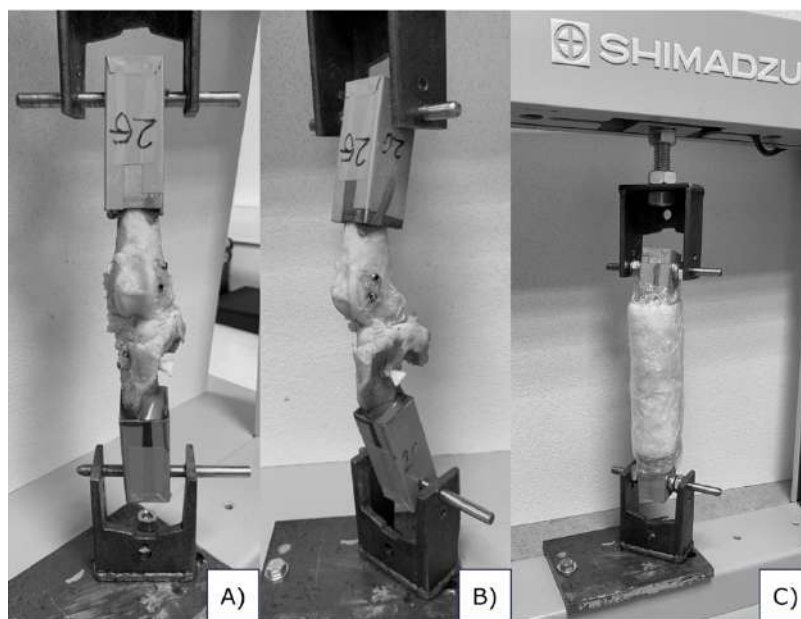


Figure 23. (A et B) Montage expérimental d'évaluation biomécanique commun aux essais réalisés en condition quasi-statique et en fatigue. Les échantillons sont maintenus à l'aide de deux embases (supérieure et inférieure) en liaison pivot avec le bâti et la traverse (C). Maintien de l'atmosphère humide des échantillons anatomiques au cours des essais en condition de fatigue.

d. Protocole d'essai biomécanique

L'ensemble des essais biomécaniques conduits lors des recherches préalables a été réalisés au laboratoire de biomécanique du laboratoire Interactions Cellules Environnement (ICE) à VetAgro Sup à l'aide d'une seule et même machine d'essai mécanique (AGSX Shimadzu, Japon).

En régime quasi-statique : Les essais de traction quasi-statiques ont été réalisés après l'application d'un pré-chargement de (20 mm/min, jusqu'à 10 N). La traction était appliquée à la vitesse de 1 mm/min jusqu'à rupture. L'arrêt de l'essai survenait si le déplacement de la course traverse dépassait 25 mm.

En régime de fatigue : Un pré-chargement en traction quasi-statique a été réalisé à 20 mm/minute jusqu'à atteindre 100 N. Un essai de traction en fatigue (100 000 cycles) a ensuite été effectué à une fréquence de 0,58 Hz, ce qui représente une durée d'environ 48 heures par échantillon. Ce cycle de chargement vise à reproduire les efforts perçus par l'articulation du grasset d'un chien opéré avec cette technique mais n'ayant pas respecté la mise au repos recommandée par le chirurgien vétérinaire au cours de la période de postopératoire. Les limites en force des cycles (de 100 N à 210 N) sont basées sur l'estimation de la force de réaction du sol réalisée par dynamique inverse : estimée à 65 % du poids corporel du chien au trot (Rumph et al. 1995), la force de réaction au sol serait de 195 N pour des chiens de 30 kg (moyenne des sujets anatomiques canins évalués dans cette étude). Nous avons rajouté une marge de sécurité de 15 N (7%), portant la charge maximale appliquée aux échantillons testés à 210 N. Notons que cette amplitude de sollicitation est du même ordre de grandeur que celle utilisée dans les essais en fatigue conduits sur des dispositifs de fixation utilisés lors de reconstructions du LCA chez l'homme (Kousa et al. 2003; Brown et al. 2004).

Tout comme pour le setup biomécanique, nous pouvons lister certaines limites à notre protocole d'essai :

- Les choix de vitesse d'application des efforts, de fréquence d'essai ou encore de limites maximum et minimum lors des essais en condition de fatigue ou en quasi-statique ont été largement inspirés dans la revue de littérature effectuée sur les méthodologies d'évaluation biomécanique des stabilisations passives du grasset chez le chien. Cependant, nous n'avons pas repris strictement de protocoles d'essais issus d'une publication antérieure pour les mêmes raisons que celles présentées pour les limites de notre setup biomécanique dans le paragraphe ci-dessus.

e. Acquisition et traitement des données

Les capteurs utilisés pour enregistrer la force (cellule de charge de 5 kN) et le déplacement (course transverse mécanique) étaient communs à toutes les études biomécaniques conduites au cours des recherches préalables. L'acquisition synchronisée des mesures a été réalisée avec le logiciel TrapeziumX (Shimadzu, Japon) avec une fréquence

d'échantillonnage fixée à 10 Hz. Les données ont été traitées avec le logiciel Matlab® Release 2018 (The MathWorks, Inc., Natick, MA) et le logiciel Excel® (Microsoft Corporation, Albuquerque, NM).

Les données brutes ont été analysées pour en extraire plusieurs paramètres :

En condition d'arrachement quasi-statique : La force enregistrée à 3 mm (R_{3mm})* de déplacement de la course traverse, la force limite élastique**, la résistance maximale (R_m) associée au déplacement de la course traverse, le mode de rupture ou encore la rigidité linéaire*** (**Table 11^{a et b}**).

* L'étude de la force enregistrée à 3 mm correspond à la limite de la plage de fonctionnalité in-situ pour les systèmes de stabilisation passifs du grasset (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006).

** La force limite élastique est la première valeur observée de la force enregistrée hors de la zone de linéarité de la courbe de force / déplacement.

*** La rigidité linéaire a été calculée à partir de la pente de la courbe de force / déplacement dans son intervalle linéaire pour chaque essai de traction.

En **condition de fatigue** : Les données brutes de déplacement étaient filtrées en appliquant un filtre mobile moyen bidirectionnel (taille de la fenêtre : $N = 500$ sur 30 cycles). Le comportement global de chaque échantillon testé a ensuite été extrait en utilisant la moyenne par cycle des courbes de déplacement filtrées. Le déplacement de la course traverse a été enregistré. La rigidité linéaire a été calculée sur plusieurs cycles (1^{er}, 2^{ème}, 10^{ème} et 100 000^{ème}) à partir de la courbe force-déplacement dans l'intervalle de cycle donné pour illustrer un potentiel effet de relaxation (**Table 11^{a et b}**).

Toutes les statistiques ont été réalisées avec Statext ver. 3.3 (STATEXT LLC, Wayne, NJ, USA), en utilisant un niveau de significativité de 5%.

- La limite la plus importante à rapporter lors de notre méthode d'acquisition de nos données serait la non-utilisation d'une méthode de mesure des déplacements locaux de nos échantillons à l'aide d'extensomètres ou bien grâce à des mesures optiques en plus des déplacements enregistrés par la course traverse de la machine d'essai. Ainsi, seuls les déplacements enregistrés par la course traverse ont été présentés dans nos études mais ne rapportent donc pas les déplacements locaux de nos échantillons évalués.

f. Variation inter-étude



Etude	Matériel		Méthode d'implantation		Méthode d'essai					
	Type d'échantillons testés	Implants évalués	Nombre, localisat° et Ø des forages	Technique d'implantation des VI	Condition d'essai	Condition aux limites	Pré-chargement	Vitesse d'application des efforts	Condition testée et nombre d'échantillons (n=)	Paramètres évalués
(Rafael et al. 2021)	Membre pelvien	LCC Physiologique	/	/	Arrachement quasi-statique		10 N	1 mm/min	1 condition testée (n=10)	Résistance maximale à rupture et déplacement associé ; Rigidité linéaire
(Blanc et al. 2019)	Membre pelvien	Novalig 8000 ; VI 4,5 x 20 mm	4 forages Ø 3,6 mm (2 fémoraux : 1 oblique et 1 transversal ; 2 tibiaux 1 oblique et 1 transversal)	Out-In	Arrachement quasi-statique		10 N	1 mm/min	3 conditions testées : Gr 4 VI (n=4) ; 3 VI (n=4) ; 2 VI = (n=4)	Limite élastique ; Résistance maximale et déplacement associé ; Rigidité linéaire ; Mode de rupture

Table 11^a. Synthèse des protocoles (matériels et méthodes) des 5 études biomécaniques conduites au cours des recherches préalables.
VI = Vis d'interférence




(Goin et al. 2022)	Membre pelvien	Novalig 8000 ; VI 4,5 x 20 mm	4 forages Ø 3,6 mm (2 fémoraux : 1 oblique et 1 transversal ; 2 tibiaux 1 oblique et 1 transversal)	Out-In	Fatigue		100 N	100 K cycle [100 à 210 N] réalisés à 0,58 Hz	1 condition testée (n=7)	Force en fonction du déplacement ; rigidité linéaire calculé au 1 ^{er} , 2 ^{ème} , 10 ^{ème} et 100 ^{ème} ; Mode de rupture
(Rafael et al. 2020)	Membre pelvien	Novalig 8000 ; VI 4,5 x 20 mm	2 forages Ø 3,6 mm (1 fémoral oblique et 1 tibial oblique)	Out-In vs. In-Out	Arrachement quasi-statique		10 N	1 mm/min	2 conditions testées : Out-In (n=7) ; In-Out (n=7)	Résistance à 3 mm ; Résistance maximale et déplacement associé linéaire ; Mode de rupture
(Goin et al. 2021)	Fémurs	Novalig 4000 Platine vs. Novalig 4000 standard ; VI 5 x 20 mm	1 forage Ø 4 mm oblique fémoral	In-Out	Arrachement quasi-statique		10 N	1 mm/min	2 conditions testées : Novalig 4000 Platine (n=4) ; Novalig 4000 standard (n=4)	Limite élastique ; Résistance maximale ; Rigidité linéaire ; Mode de rupture

Table 11^b. Synthèse des protocoles (matériels et méthodes) des 5 études biomécaniques conduites au cours des recherches préalables.
VI = Vis d'interférence

Partie III. Résultats et Discussions

1) Evaluations du comportement du LCC physiologique en traction quasi-statique à rupture (Rafael et al. 2021)

Echantillons	Résistance maximale à rupture		Rigidité linéaire (N/mm)
	Force (N)	Déplacement (mm)	
N1L	883	7	195
N1R	862	6,8	191
N2L	736	7,3	184
N2R	619	3,9	181
N3L	1014	6,5	230
N3R	1143	7,2	222
N4L	858	5,6	192
N4R	773	5,7	167
N5L	928	4,5	250
N5R	831	4	264
Moyenne	864	5,8	208
Ecart-Type	145	1,3	32

Table 12. Résultats, moyenne et écart type des 10 essais de traction quasi-statique jusqu'à la rupture. Echantillons : N = numéro du chien, L = left, R = right (latéralité).

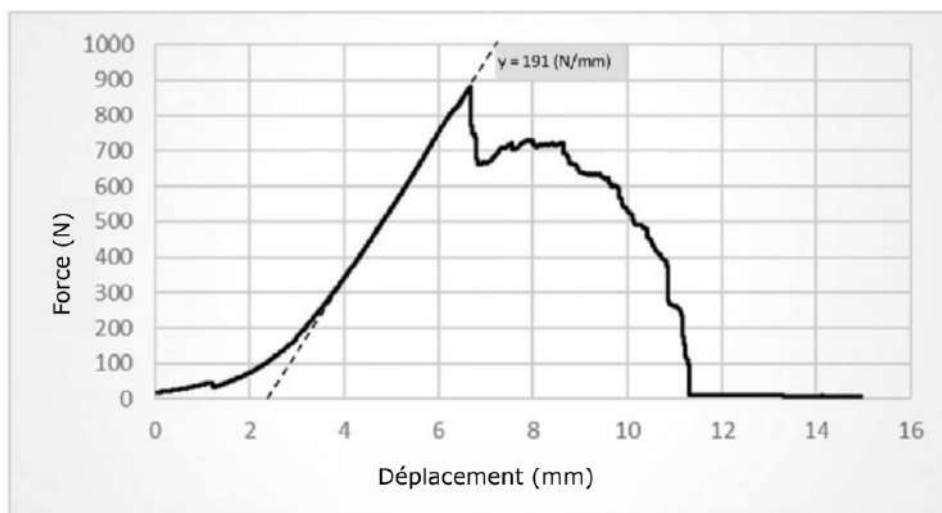


Figure 24. Exemple de courbe force-déplacement pour l'essai N1R (Rafael et al. 2021)



Figure 25. Photo en vue postérieure de l'échantillon N1R post-essai permettant de visualiser la rupture du LCC au niveau de son insertion tibiale

Discussion

Bien que la stabilité de l'articulation du grasset soit assurée par plusieurs structures anatomiques (le LCC, le ligament croisé caudal, les ligaments collatéraux, la capsule articulaire et les muscles du membre pelvien), le LCC assure seul le rôle de la stabilisation cranio-caudal et en rotation interne du tibia par rapport au fémur. Les efforts perçus par le LCC en condition *in-vivo* à différentes allures de locomotion ne sont pas connus avec précision. Cependant, plusieurs études ont caractérisé ses propriétés biomécaniques en condition *ex-vivo*.

Deux équipes de recherche ont effectué par le passé des essais *ex-vivo* similaires à notre étude pour évaluer les propriétés du LCC de la race de chien « Greyhound » en traction quasi-statique avec une articulation du grasset maintenue à 30° de flexion (Wingfield et al. 2000; Comerford et al. 2005). Wingfield et al. a une valeur moyenne de résistance maximale à rupture de 1897 N (Wingfield et al. 2000), Comerford et al. de 820 N (Comerford et al. 2005) soit un facteur de variation de 2,3 : ces résultats illustrent tant la variabilité biologique que la reproductibilité expérimentale inter-équipe.

L'angle de flexion du grasset au cours de l'essai de traction est un paramètre prépondérant pouvant induire des variations de résistance maximale à l'arrachement du LCC de l'ordre de 30% (Wingfield et al. 2000).

La vitesse d'application des efforts de traction est quant à elle également un paramètre important pouvant modifier le comportement biomécanique du LCC. Le LCC, comme tout ligament, rapporte un comportement viscoélastique qui nécessite le recours à des vitesses de traction lentes i.e. quasi-statique. Cependant, en pratique, le comportement biomécanique LCC chez le chien semble être le même lorsqu'on l'évalue en traction à des vitesses comprises entre 1 et 500 mm/min (Dorlot et al. 1980). Fait également rapporté chez l'homme d'après Van Dommelen qui rapporte un comportement biomécanique en traction des ligaments humains isolés similaire entre 0,01 et 100mm/s. Au-delà de 10000mm/s, les auteurs notent des différences de réponse (van Dommelen et al. 2005). Dans une population de chien de race « Labrador », la résistance maximale à rupture moyenne était de $704,4 \pm 45,6$, résultats inférieurs de 23% par rapports aux nôtres suivant le même paramètre d'évaluation (Comerford et al. 2005). En ce qui concerne le paramètre de déplacement enregistré au moment de la rupture du LCC, Comerford et al, rapportent une valeur moyenne de $7,9 \pm 0,46$ mm, plus élevée que notre étude $5,8 \pm 1,3$ mm. Cette différence pourrait être expliquée par une vitesse d'application des efforts de traction plus importante choisie par Comerford et al i.e. 1000 mm/ min.

Un autre paramètre qui pourrait expliquer cette différence serait la méthode de pré-chargement choisie permettant de plus ou moins prétendre et d'aligner les fibres de collagène du LCC.

Malgré ces différences, les caractéristiques biomécaniques observées dans cette étude sont similaires à celles décrites par Comerford et al. Des variabilités mineures inter-essais sont rapportées cependant les propriétés biomécaniques du LCC issus d'une même race de chien semblent être conservées.

Par ailleurs, il convient d'être prudent lors de l'interprétation de résultats biomécaniques issus d'échantillons biologiques congelés. En effet, la congélation de tissus ligamentaires altère leurs propriétés biomécaniques les rendant plus rigide après un cycle de congélation-décongélation (Dorlot et al. 1980).

Enfin, il serait intéressant de conduire de nouvelles études in-vitro permettant d'améliorer les connaissances sur les facteurs qui influencent la résistance du LCC afin de mieux comprendre l'étiopathogénie de sa rupture, qui n'est, pour lors, pas encore clairement définie (Vasseur et al. 1985).

2) Evaluation de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC initialement décrite par l'industriel

a. En régime statique (Blanc et al. 2019)

	Limite élastique (N)	Résistance maximale (N)	Rigidité linéaire (N/mm)
	Moy ± ET	Moy ± ET	Moy ± ET
Ligament physiologique	614 ± 297	888 ± 201	224 ± 30
4 vis d'interférence	347 ± 54	690 ± 115 *	132 ± 41
3 vis d'interférence	292 ± 87	466 ± 150 *	116 ± 22
2 vis d'interférence	287 ± 60	335 ± 59 *°	102 ± 38

Table 13. Synthèse des résultats. * valeurs significativement différentes par rapport aux valeurs du ligament physiologique. ° valeurs significativement différentes par rapport aux valeurs du modèle de fixation à 4 vis d'interférence.

Le mode de rupture était le même pour chaque ligament (synthétique et physiologique) testé. Les ligaments physiologiques se sont rompus au niveau de leur insertion tibiale ; les ligaments synthétiques quant à eux glissaient à l'interface os / ligament synthétique /vis d'interférence au cours des essais biomécaniques.

Un test statistique de type ANOVA réalisé sur les valeurs de résistance maximale a révélé une différence significative entre le modèle de fixation à 2 et 3 vis d'interférence par rapport au ligament physiologique (p -value < 0,001 dans les deux cas) et entre le modèle de fixation à 2 et 4 vis d'interférence (p -value = 0,007). A contrario, aucune différence significative n'a pu être mise en évidence entre le modèle de fixation à 4 vis d'interférence et le ligament physiologique.

Les valeurs de la limite élastique étaient supérieures au maximum des valeurs mesurées au pas et au trot (pour les ligaments physiologiques (582 N ± 276 N, p -value <0,001) et pour le modèle de fixation à 4 vis d'interférence (347 N ± 54 N, p -value = 0,0181) selon un t-test de Student, mais pas pour le modèle de fixation à 4 vis d'interférence comparées aux valeurs mesurées au galop. Ces limites sont à mettre en correspondance avec les efforts perçues par le LCC au cours de la marche, du trot et du galop sont issues d'un modèle de calcul (proposé par (Rumph et al. 1995)) de la force de réaction du sol réalisée par dynamique inverse et corrélé au poids de l'animal. Pour un chien pesant 30 kilos (poids moyen des sujets anatomiques dont nos échantillons sont issus), l'effort perçu par le LCC sera de : 30% du poids corporel de l'animal au cours de la marche (soit 90 N) ; 65% au cours du trot (soit 210 N) ; 125% au galop (soit 375 N) (Rumph et al. 1995).

Les rigidités linéaires étaient similaires pour les trois modèles de fixation par vis d'interférence mais statistiquement différentes des valeurs rapportées par les essais réalisés sur ligament physiologique (test ANOVA, p -value < 0,001 pour chaque test). (**Table 13**).

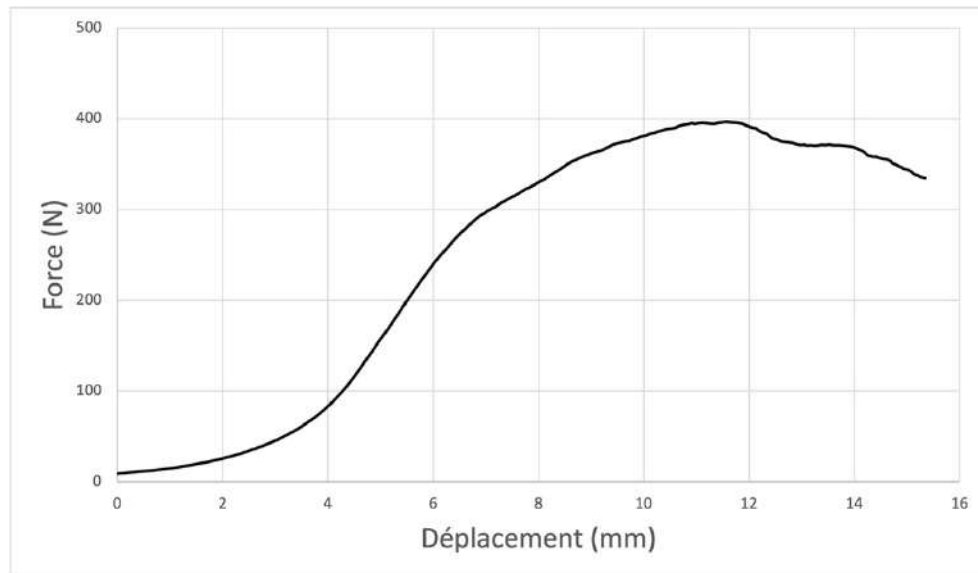


Figure 26. Exemple de courbe force-déplacement d'un essai conduit avec un modèle de fixation à 2 vis d'interférence implantées en Out-In

L'analyse des courbes force / déplacement (par exemple **Figures 26 et 27**) montrent des différences de comportement entre les techniques de reconstruction intra-articulaires du LCC fixées à l'aide de deux (**Figure 26**) ou quatre (**Figure 27**) vis d'interférence. Bien que seuls deux exemples de courbe soient présentés dans ce travail, les courbes force / déplacement des autres essais des différents modèles de fixation testés présentaient des allures similaires aux exemples.

Aussi, des points de similarités peuvent tout d'abord être notés comme l'allure initiale des courbes sur les premiers millimètres de traction. En effet, deux phénomènes successifs, communs à tous les essais qui sont (i) la mise en tension de l'échantillon de grasset *ex vivo* implanté rapportant une augmentation des efforts similaire à un modèle exponentiel suivi (ii) d'une phase linéaire.

Dans le cas d'un modèle de fixation à deux vis d'interférence (**Figure 26**), à l'issue de la phase de linéarité de la force par rapport au déplacement, nous constatons un infléchissement progressif de la courbe (première valeur enregistrée hors de la linéarité caractérisée comme valeur de la limite élastique (**Table 13**)) correspondant à une réduction de l'augmentation de la résistance du système de fixation par rapport à la phase linéaire que nous associons au glissement du ligament synthétique à l'interface os /

ligament synthétique /vis d'interférence. En mécanique, cette phase est appelée phase de déformation plastique. Une fois ce phénomène de glissement initié, celui-ci perdurera au cours de l'essai jusqu'à atteindre un point d'inflexion (caractérisée comme la résistance maximale de l'échantillon) où la résistance (exprimée en Newton) diminuera.

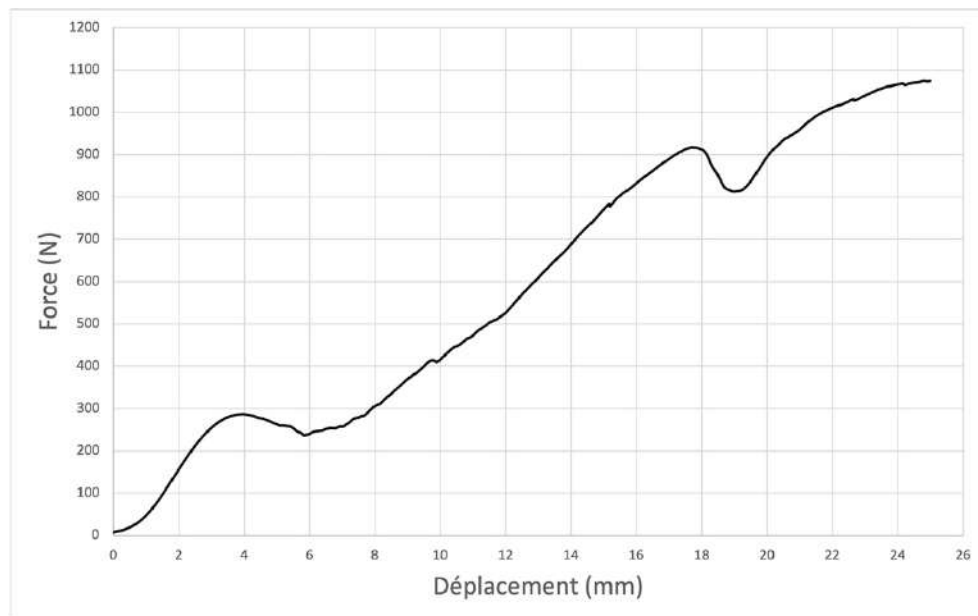


Figure 27. Exemple de courbe force-déplacement d'un essai conduit avec un modèle de fixation à 4 vis d'interférence

Dans le cas d'un modèle de fixation à quatre vis d'interférence (**Figure 27**), le comportement biomécanique de l'échantillon diffère de par la multiplication des points de fixation. En effet, un premier point d'infléchissement est constaté pour un déplacement de 3 mm environ, suivi d'une réduction de la résistance jusqu'à une reprise de résistance à l'arrachement à 4 mm environ. Cette reprise de résistance à 4 puis 19 mm est due aux vis d'interférence transversales qui reprennent tour à tour les efforts de traction après une phase de glissement du ligament synthétique à l'interface os / ligament synthétique /vis d'interférence (**Figure 20**).

Discussion

Les techniques de reconstructions intra-articulaires du LCC chez le chien, qu'elles soient synthétiques ou physiologiques repose sur la comparaison de différents systèmes de fixation (Barnhart, Bufkin, et Litsky 2019; Biskup et al. 2015). En effet, la résistance intrinsèque de l'implant synthétique ou bien de l'allogreffe n'est jamais le facteur limitant

de ce type de technique mais c'est le système de fixation. L'implant synthétique (Novalig 8000) évalué dans cette étude est le parfait exemple de ce propos. L'industriel rapporte une résistance maximale à rupture de sa section fonctionnelle de 8000 N alors qu'une fois celui-ci implanté sur échantillons *ex-vivo* avec un modèle de fixation à 4 vis d'interférence, sa résistance maximale moyenne est de 690 ± 115 N. L'importance de travailler sur l'amélioration de la méthode de fixation se révèle donc primordiale pour la réussite de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC d'un point de vue biomécanique.

L'objectif de cette étude avait pour vocation de comparer la résistance maximale à rupture du LCC physiologique à celle de 3 modèles de fixation par vis d'interférence différents afin d'identifier le modèle qui serait le plus performant d'un point de vue biomécanique.

Les essais quasi-statique de traction maximale ont montré que les modèles de fixation à 2 et 3 vis d'interférence ne parviennent pas à offrir une résistance maximale analogue à celle du ligament physiologique. Ces résultats sont dus à un phénomène de glissement précoce de l'implant synthétique à l'interface os / vis d'interférence oblique tibiale / ligament synthétique pour le modèle de fixation à 2 vis d'interférence et à l'interface os / vis d'interférence oblique fémorale / ligament synthétique pour le modèle de fixation à 3 vis d'interférence.

A contrario, la résistance maximale du modèle de fixation à 4 vis d'interférence comparé à celle du LCC physiologique n'a rapporté aucune différence significative, bien qu'un glissement (limité) de l'implant synthétique ait été observé.

La compréhension de ce phénomène de glissement réduisant la performance biomécanique de la technique se révèle alors une priorité ainsi qu'une condition à l'amélioration future de celle-ci. Plusieurs hypothèses peuvent être avancées :

- **La dépendance des résultats biomécanique due au procédé de fixation par vis d'interférence.** En effet, l'usage de vis d'interférence comme système de fixation de l'implant synthétique repose sur le principe mécanique de compression de celui-ci à l'intérieur des forages osseux réalisés. Ainsi, plusieurs facteurs influençant le procédé de fixation peuvent être identifiés comme :
 - (i) **La qualité osseuse** (au sens biomécanique du terme i.e. quantité et densité) (Wolff 1892). En effet, en fonction de la **localisation anatomique** des forages (Segawa et al. 2001) ainsi que de **l'âge** (Brand et al. 2000), **du sexe** (Kobayashi et al. 2006) etc. des sujets anatomiques implantés, les propriétés biomécaniques des os, plus précisément celles du fémur distal et

du tibia proximal, sont différentes entre elles et variables d'un individu à un autre induisant une variabilité de résultats (Brand et al. 2000).

- (ii) **Le dimensionnement des diamètres de forages associés aux implants utilisés.** Ainsi, un mauvais dimensionnement conduirait à des pertes de performance biomécanique par modification de la compression du ligament par la vis (i.e. : un diamètre de forage surévalué par rapport à l'encombrement de l'implant synthétique et du diamètre de la vis d'interférence choisi par le chirurgien, à l'opposé un forage sousévalué peut rendre le vissage difficile ou impossible et provoquer des fractures osseuses). Ce pendant de la technique d'implantation est un axe de recherche et d'optimisation biomécanique vaste nécessitant un intérêt particulier afin de standardiser et d'objectiver d'un point de vue scientifique quelles sont les meilleures associations à opérer. À l'heure actuelle, l'industriel propose un guide d'utilisation des implants (**Annexe n°1**) basé uniquement sur les retours empiriques des chirurgiens.
- (iii) **La technique d'implantation.** Pour aller plus loin sur la compréhension de ce procédé de fixation, celui-ci se base sur le principe mécanique de compression de l'implant à l'intérieur du forage osseux assuré par la vis d'interférence. Ainsi, l'objectif sera de comprimer au maximum l'implant synthétique sur toute la longueur du forage en choisissant la longueur de vis d'interférence adéquate permettant ainsi de répartir les efforts de compression sur la surface de ligament synthétique la plus importante afin d'augmenter, par la même occasion, les efforts de frictions agissant tous deux en synergie comme procédé de fixation. Aussi, **des erreurs d'implantation (Figure 29)** telle qu'une mauvaise angulation de la vis d'interférence par rapport à l'axe du tunnel osseux réduiraient ainsi la surface de contact et donc de compression de la vis d'interférence sur le ligament synthétique réduisant alors la performance biomécanique du système de fixation.

- **Le comportement mécanique intrinsèque de l'implant synthétique.** L'implant synthétique « Novalig » est un implant tissé puis tressé en monofilaments de UHMWPE. Son procédé de fabrication par tressage (**Figure 28**) n'étant soumis à aucune charge, les fuseaux de monofilaments en UHMWPE se révèlent mobiles les uns par rapport aux autres.

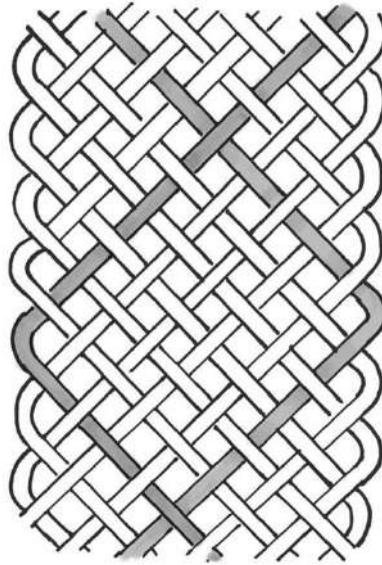


Figure 28. Schéma de tressage analogue à celui de l'implant synthétique Novalig
(Source de l'image : « Qu'est-ce que le tressage ? Définition & informations », © SCF – 2021 – Dessin de tresse)

Aussi, il a été remarqué que l'implant synthétique post-essai biomécanique n'avait plus la même allure que lorsqu'il sortait de son conditionnement (**Figure 29**).



Figure 29. Photo de l'implant synthétique Novalig 8000 post-essai biomécanique à gauche et neuf à droite.

En effet, celui-ci avait drastiquement perdu en volume tant en épaisseur qu'en largeur sans pour autant que sa longueur ne soit affectée. Ce dernier point d'observation est en accord avec les caractéristiques techniques de l'implant fourni par l'industriel qui rapportait un allongement inférieur à 5% de sa longueur sous 30% de sa résistance à rupture (**Table 8**). Nous savons que l'UHMWPE est un matériau plastique, très rigide, extrêmement dur, qui présente une grande résistance à l'abrasion, la corrosion et à l'usure ainsi qu'autolubrifiant (Sobieraj et Rimnac 2009; Bracco et al. 2017). De par sa rigidité (estimée

à environ 325 N/mm pour le Novalig 4000 évaluée sur une section de 20 mm) l'intéressant est d'observer la réorganisation de sa tresse post-essai biomécanique. Nous constatons une parallélisation des fuseaux de fibres due aux efforts importants induits par l'essai de traction quasi-statique. Ce phénomène est également observé lors d'essais biomécaniques en condition de fatigue (Goin et al. 2022). L'hypothèse que cette réduction de volume (sur le plan de sa largeur et de son épaisseur) pourrait être à l'origine du phénomène de glissement est alors posée. De plus, la facilité avec laquelle les fibres peuvent glisser et se réorganiser rend sa compression moins prévisible et facilite son glissement aux interfaces entre les vis d'interférence et les forages osseux.

Ainsi, si l'implant synthétique est moins « encombrant » dans le tunnel osseux au contact de la vis d'interférence sous un effort de traction important, le procédé de fixation par compression de la vis d'interférence perd en performance et le phénomène de glissement apparaît à l'interface os – implant synthétique – vis d'interférence.

Les essais conduits sur cette technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC évaluant un modèle de fixation à 4 vis d'interférence est intéressant de par l'analyse des courbes force – déplacement (**Figure 27**).

L'exemple de l'essai conduit sur ce modèle de fixation présenté en **Figure 27** nous permet de constater deux décrochages de la force au cours du déplacement sur l'intervalle [4 ; 6 mm] et [18 ; 19 mm]. Ces deux réductions des efforts au cours du déplacement peuvent être expliquées par un glissement de l'implant synthétique à l'interface os – implant synthétique – vis d'interférence. Ces reprises d'efforts correspondent à l'action des différents points de fixation par vis d'interférence de ce modèle. Sur l'intervalle [4 ; 6 mm], un glissement localisé à l'interface de la vis d'interférence oblique tibiale (**Figure 20**) est observé macroscopiquement : les efforts de traction sont repris à la fin de cet intervalle par la vis d'interférence transversale tibiale. Puis, au cours de l'essai, un second phénomène de glissement de l'implant est visible sur la courbe force – déplacement sur l'intervalle [18 ; 19 mm] dont les efforts de traction sont repris à la fin de cet intervalle par la vis d'interférence transversale fémorale. En effet, les deux points de fixation les plus exposés aux efforts de tractions sont les vis obliques périarticulaires étant donné qu'elles sont les premières à subir les efforts de tractions car elles fixent l'implant synthétique dans leur os respectif (fémur et tibia). Lorsque le processus de glissement s'initie en partie tibiale au niveau de la vis oblique, c'est la vis d'interférence transversale qui reprend les efforts dû à son angulation d'implantation à 90° par rapport à l'axe des forces de traction rendant le point de fixation plus résistant. L'angulation de l'implant synthétique à 90° contre l'os augmente les frictions contrairement à une vis oblique ou le ligament est quasiment coaxial (Buttin et al. 2023; Zhang et al. 2007).

La limite élastique (**Table 13**) permet d'identifier l'apparition du phénomène de glissement de l'implant à l'interface os – implant synthétique – vis d'interférence. Ce paramètre a également été le premier à être choisi comme paramètre de validation de la méthode de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC mis en regard des valeurs d'efforts perçues par le LCC au cours de la marche, du trot et du galop. Nous verrons dans les prochaines études que le paramètre de validation biomécanique évoluera vers celui d'une lecture de la force à 3 mm de déplacement (R_{3mm}) désigné comme gamme [0 ; 3 mm] de fonctionnalité biomécanique d'une technique de stabilisation passive du grasset (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006).

Enfin, la rigidité linéaire de l'implant synthétique fixé par 2 (102 ± 38 N/mm), 3 (116 ± 22 N/mm) ou 4 vis d'interférence (132 ± 41 N/mm) est statistiquement inférieure à celle des ligaments physiologiques (224 ± 30 N/mm). Ces résultats nous rapportent une information intéressante vis à vis du comportement biomécanique de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC : l'association de l'implant synthétique en UHMWPE avec différents modèles de fixation par vis d'interférence rapportent des valeurs de rigidités linéaires inférieures à celle du LCC physiologique. En effet, il est difficile d'obtenir une rigidité analogue au ligament physiologique avec l'utilisation d'un implant synthétique aux propriétés biomécaniques constantes comparées aux propriétés viscoélastiques du LCC.

Cette étude présente différentes limites :

- Nous n'avons pas conduit d'essai permettant de vérifier si la zone linéaire en début d'essai correspondait effectivement à déformation élastique classique des modèles de reconstructions intra-articulaires synthétiques du LCC via des essais de charge-décharge.
- La longueur de travail de l'implant synthétique entre les vis d'interférences périarticulaires obliques n'a pas été mesurée. Ce paramètre important nous aurait permis de mieux interpréter nos résultats et plus particulièrement le paramètre de rigidité linéaire.
- Enfin, la question du choix du matériau d'évaluation biomécanique (pièces anatomiques vs. Sawbones) doit se poser. Le choix de s'orienter vers des pièces anatomiques dès notre première étude biomécanique avec pour objectif d'augmenter notre compréhension du sujet d'étude n'était peut-être pas le choix le plus judicieux rétrospectivement parlant. En effet, le recours aux pièces anatomiques aux fortes variabilités inter-spécimens i.e. qualité osseuse,

conformations anatomiques, intégrité physiologique etc. source de biais d'interprétation ne nous permettent pas d'identifier avec certitude les causes des phénomènes mis en évidence au travers de l'étude. L'usage de Sawbones, aux propriétés biomécaniques constantes aurait permis de pouvoir statuer plus efficacement sur nos conclusions. Deux limites de l'usage du Sawbone dans notre cas peuvent tout de même être notées : (i) aucun modèle biomécanique de grasset canin n'est disponible chez Sawbones (ii) le coût important. La solution aurait été d'avoir recours à des plaques de SawBone aux densités constantes et proches des propriétés biomécaniques des os du grasset chez le chien.

b. En régime de fatigue (Goin et al. 2022)

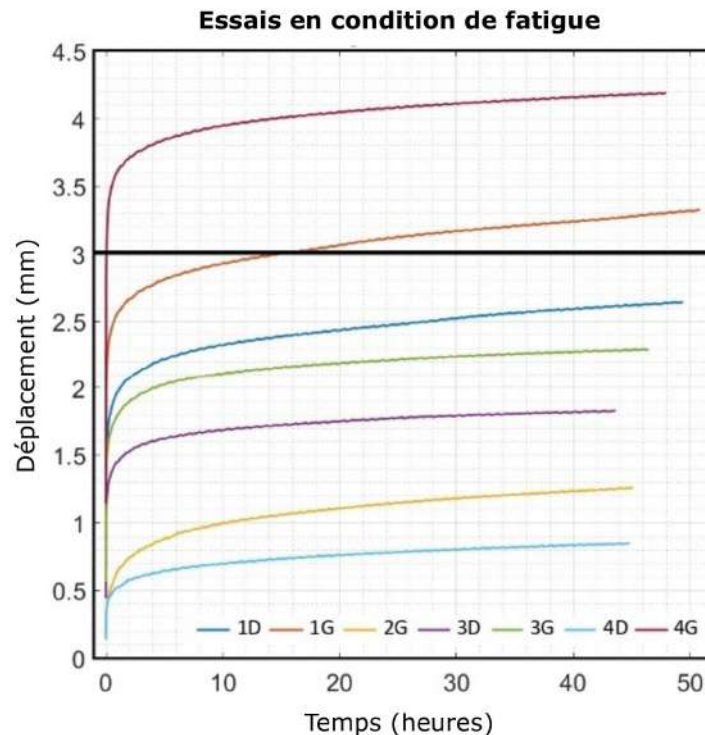


Figure 30. Courbes de déplacements moyens (mm) en fonction du temps (h) pour les sept essais biomécaniques en condition de fatigue.

L'intervalle (0–3 mm) de fonctionnalité in-situ du système de stabilisation passif du grasset rapporté par Wüst et Filbert (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006) délimitée par une ligne noire horizontale.

A l'issue des essais de fatigue, aucune rupture ou arrachement de l'implant synthétique fixé par quatre vis d'interférence n'a été observés (**Figure 30**). Toutes les courbes de déplacement moyen avaient une allure similaire, avec deux parties quasi-linéaires (en début de chargement et en fin de chargement). Ces deux parties des courbes ont été interpolées linéairement : ces deux asymptotes se sont intersectées à un temps moyen de 27 minutes. La première phase (jusqu'à 27 minutes) correspond à la principale augmentation linéaire du déplacement, dû : à la mise en tension, au positionnement des fibres de l'implant synthétique et au glissement de l'implant à la fermeture des jeux de l'assemblage. La deuxième phase correspond à une augmentation linéaire du déplacement (à partir de $T = 10$ heures et jusqu'à la fin de l'essai) dû à l'alignement non-élastique de ses fibres avec l'axe de traction.

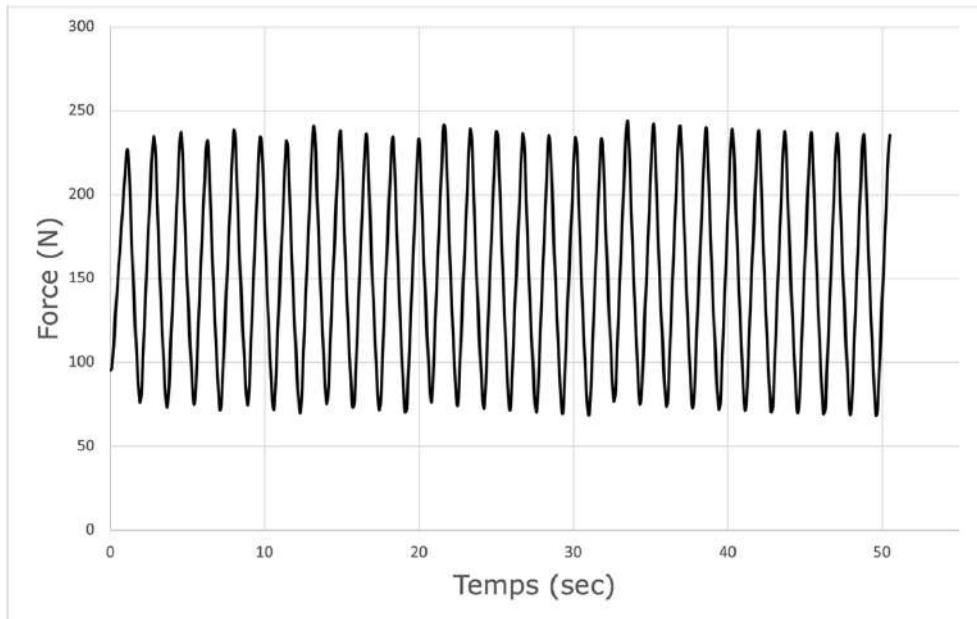


Figure 31. Courbe force-temps des trente premiers cycles de l'essai 3D évalué en condition de fatigue

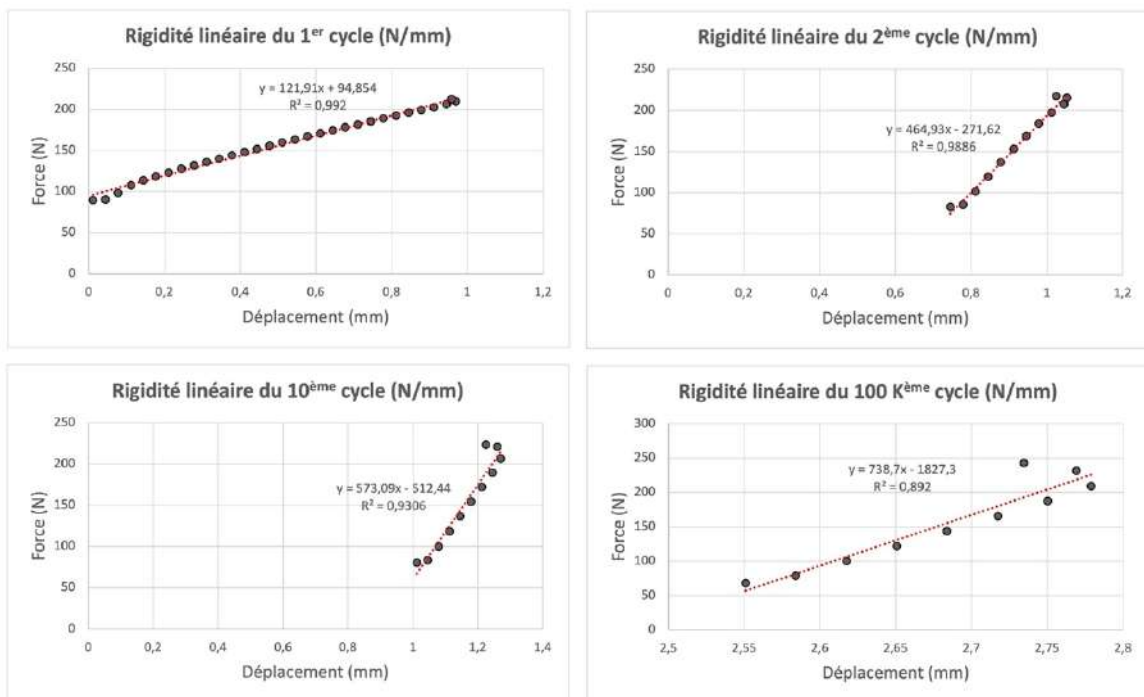


Figure 32. Rigidité linéaire aux 1^{er}, 2^{ème}, 10^{ème} et 100 000^{ème} cycles pour l'échantillon 1D.

Nous constatons en **Figure 31 et 32** des valeurs de force enregistrées au-delà des valeurs renseignées dans notre protocole d'essai (Min 100 ; Max 210). En effet, la fréquence d'essai choisie de 0,58 Hz semble être trop proche des limites fonctionnelles de la machine d'essai induisant un phénomène d'inertie de celle-ci empêchant le respect des limites de chargement renseignées dans notre protocole d'essai. Nous constatons donc, que la gamme de sollicitation enregistrée sur les 30 premiers cycles se situerait aux alentours de $72,5 \pm 2,4$ N et $236,8 \pm 3,5$ N.

Nom de l'échantillon	Rigidité	Rigidité	Rigidité	Rigidité	Déplacement final (mm)	
	linéaire 1 ^{er} cycle (N/mm)	linéaire 2 ^{ème} cycle (N/mm)	linéaire 3 ^{ème} cycle (N/mm)	linéaire 100k ^{ème} cycle (N/mm)		
Echantillons validés	1D	122	465	573	739	2,5
	2G	425	642	733	818	1,1
	3D	116	481	605	824	2,2
	3G	151	511	612	867	1,7
	4D	428	657	728	892	0,72
Echantillons ayant glissé	1G	79	432	560	680	3,2
	4G	50	474	635	796	4
Moyenne	196	523	625	802	2,2	
Ecart-Type	161	90	70	73	1,15	

Table 14. Valeurs moyennes et d'écart-types (ET) de la rigidité linéaire calculées à partir de la 1^{ère}, 2^{ème}, 10^{ème} et 100 000^{ème} traction mécanique, et le déplacement final enregistré à l'issue de chaque essai.

Le premier cycle de chargement en traction (de 100 à 210 N) conduit à une rigidité linéaire variable entre les échantillons : moyenne = 196 N/mm et écart type (ET) = 161 N/mm (**Table 14**). La rigidité linéaire de la montée en charge sur l'intervalle [0 ; 100 N] correspondait à une phase de pré-charge et n'était donc pas prise en compte par la suite. Les rigidités linéaires calculées aux 2^{ème}, 10^{ème} et 100 000^{ème} cycles ont été assez similaires entre les échantillons (ET = 90, 70 et 73 N/mm aux 2^{ème}, 10^{ème} et 100 000^{ème} cycles, respectivement). Le déplacement enregistré à la fin de chaque essai était dans la plage (0,72–4 mm) (moyenne = 2,2 mm ; ET 1,15 mm). Deux échantillons (1G et 4G) sur les sept ont dépassé un déplacement de 3 mm : ce seuil étant choisi comme la limite de la plage de fonctionnalité in-situ pour les systèmes de stabilisation passifs du grasset selon des études antérieures (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006). Les rigidités linéaires après le premier cycle semblent homogènes pour chaque échantillon testé, montrant une forte résistance en fatigue des systèmes de fixations par vis d'interférence associé à l'implant en UHMWPE dans les os fémoral et tibial. Un contrôle radiographique post-essai

biomécanique de l'échantillon 4G a montré une déviation des axes d'implantation des vis d'interférence fémorales (**Figure 33**).

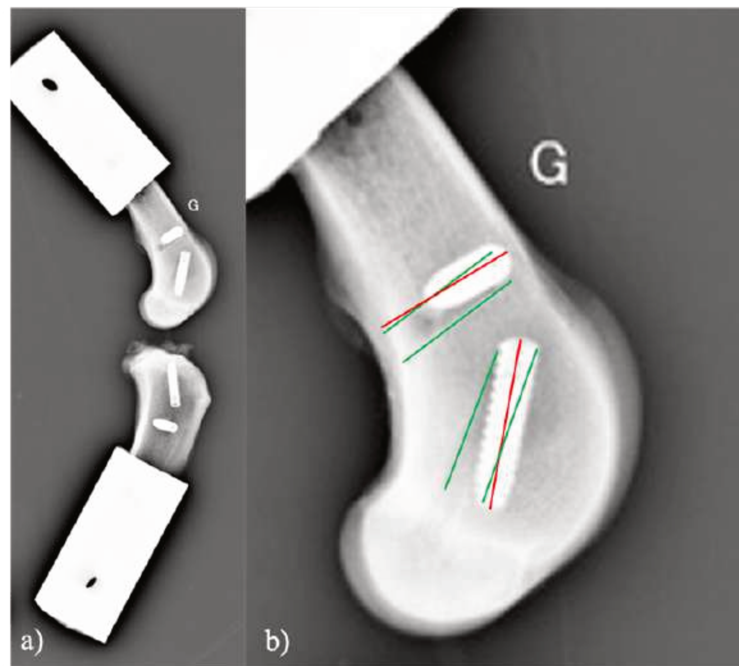


Figure 33. Contrôle radiographique de profil réalisé après essai biomécanique en fatigue pour l'échantillon 4G : (a) fémur et tibia implantés ; et (b) zoom sur l'épiphyse distale du fémur. Les lignes vertes montrent les marges des tunnels. Les lignes rouges indiquent l'axe d'implantation des vis d'interférence. Dans ce cas, les vis d'interférence fémorales ne sont pas correctement axées à l'intérieur des forages osseux et donc ne respectent pas les préconisations d'implantation données par le fabricant.

Les tests statistiques non-paramétriques (H-test de Kruskal-Wallis, le test médian de Mood et le test de Levene) ont rejeté leur hypothèse nulle respective (c'est-à-dire que les échantillons proviennent de la même distribution, au regard de la médiane ou de l'écart égal-type). Cependant, l'hypothèse alternative n'est pas vérifiée, comme il n'y avait pas de différence significative entre les échantillons. Le coefficient de Kendall montre d'ailleurs une concordance significative entre les échantillons ($P\text{-value} = 0,0001$). Et les tests statistiques non-paramétriques (H-test de Kruskal-Wallis, le test médian de Mood et le test de Levene) ont souligné des différences significatives concernant la rigidité calculée à quatre cycles de chargement différents ($p = 3,639 \times 10^{-5}$, $p = 0,0008$, $p = 0,0311$, respectivement). Le U-test non-apparié de Mann-Whitney a montré des différences significatives de rigidité entre le 1^{er} et les trois autres cycles ($p = 0,0005$ pour tous), entre le 2^{ème} et le 100 000^{ème} cycle ($p = 0,0005$), et entre le 10^{ème} et le 100 000^{ème} cycle ($p =$

0,0023). La rigidité calculée au 100 000^{ème} cycle était donc statistiquement différente des trois autres. Cependant, le coefficient de Kendall a révélé une concordance significative entre les rigidités linéaires calculées aux quatre cycles ($p = 1,623 \times 10^{-5}$) : la rigidité linéaire au 100 000^{ème} cycle était tout à fait prévisible en utilisant une régression linéaire basée sur les trois autres rigidités linéaires ($p = 0,0251$; R^2 ajusté = 87,8 %) :

$$K_{100\ 000} = -329,43 - 1,84 \times K_1 + 5,34 \times K_2 - 2,05 \times K_{10}$$

avec K_1 , K_2 , K_{10} et $K_{100\ 000}$ étant la rigidité calculée aux cycles 1, 2, 10 et 100 000, respectivement.

Discussion

Dans cette étude *ex-vivo*, ce système de fixation de l'implant synthétique par 4 vis d'interférence comme technique stabilisation passive du grasset et utilisée comme traitement de la rLCC chez les chiens adultes a été évaluée en condition de fatigue. Le comportement en fatigue des grassets de chien implantés a été évalué au travers de sept échantillons sous chargement de traction cyclique. Aucune rupture, ou problème d'arrachement de l'implant synthétique fixé par quatre vis d'interférence n'a été observé lors des essais en fatigue (**Figure 30**).

La revue de la littérature concernant les essais biomécaniques *ex vivo* conduits en chirurgie vétérinaire portant sur les techniques de stabilisations passives du grasset après rLCC ont révélé un nombre limité d'études publiées rapportant des protocoles d'essais choisis très différents (Sicard, Hayashi, et Manley 2002; Banwell et al. 2005; Burgess et al. 2010; Cabano et al. 2011; Rose et al. 2011; Tonks et al. 2010; Choate et al. 2013; Oda et al. 2016).

Il convient donc de distinguer deux catégories d'études : (i) d'une part, les études mécaniques évaluant la résistance mécanique intrinsèque de divers types de matériaux de sutures ou d'implants utilisés comme système de stabilisation extra-articulaire du grasset après rLCC (FiberWire, FiberTape, OrthoFiber, etc.), leur technique de fixation (nouée, sertie, implantée, etc.), ou encore l'effet de la méthode de stérilisation employée pour le matériel de suture utilisé (Sicard, Hayashi, et Manley 2002; Banwell et al. 2005; Burgess et al. 2010; Cabano et al. 2011; Rose et al. 2011) ; (ii) d'autre part, les études biomécaniques rapportant les performances biomécaniques de différentes techniques de stabilisation passive utilisant différents types de matériaux et systèmes de fixation évalués

sur membres pelviens canins *ex vivo* (Tonks et al. 2010; Choate et al. 2013; Oda et al. 2016).

Ainsi, l'étude publiée par Choate et al. en 2013 est, à notre connaissance, la seule étude publiée qui traite d'un sujet similaire et permet une comparaison générale avec notre travail (Choate et al. 2013). L'étude de Choate rapporte la caractérisation biomécanique *ex vivo* en fatigue de quatre techniques de stabilisation passive du grasset : suture circumfabello-tibiale latérale en nylon, suture circonfabello-tibiale latérale avec l'usage de FiberTape, le TightRope, et l'ancre osseuse (Choate et al. 2013). Dans leur étude, Choate a enregistré une amplitude de déplacement maximale moyenne allant de 7,8 à 11,7 mm, correspondant à une mise en charge cyclique en traction entre 80 et 160 N pour un maximum de 31 037 cycles (Choate et al. 2013). Le déplacement maximal moyen rapporté à la fin de chacun des essais était toujours inférieur aux valeurs publiées par Choate, bien que notre protocole d'essai imposait un plus grand nombre de cycles de chargement avec une amplitude de chargement, là aussi, plus importante (**Figure 30**) (Choate et al. 2013). Choate et coll. ont respecté l'angulation physiologique de l'articulation du grasset à 135° au cours de leurs essais en fatigue, tandis que l'articulation était à 180° dans notre étude (Choate et al. 2013). Deux de nos sept échantillons présentaient un déplacement moyen dépassant le seuil fonctionnel de 3 mm (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006) à la fin de l'essai en fatigue (1G = 3,2 mm, 4G = 4 mm) et pourrait donc être qualifiée de fixation « défectueuse » en ce contexte (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006).

Il est important de noter que les essais biomécaniques *ex vivo* en fatigue diffèrent considérablement de la réalité physiologique *in situ*. Dans cette étude, le protocole biomécanique avait pour objectif de simuler la pire des configurations biomécaniques auquel l'implant synthétique fixé par 4 vis d'interférence pouvait être exposé car l'implant supportait à lui seul toutes les contraintes imposées par l'essai biomécanique en fatigue. En effet, dans des conditions *in situ*, de tels chargements sont normalement répartis entre les ligaments collatéraux, le ligament croisé caudal, les ménisques et les muscles périarticulaires, qui jouent un rôle majeur dans la dynamique globale du grasset et dans la stabilisation articulaire postopératoire (Raske et al. 2013; Cook 2010; Kishi et al. 2013). La pente de régression linéaire dans la deuxième partie de toutes nos courbes est très douce (probablement due à une réorganisation et orientation progressive des fibres limitées par le frottement) (Boisse, Gasser, et Hivet 2001). Le nombre de cycles nécessaire pour dépasser le seuil fonctionnel est donc fortement lié au déplacement atteint à la fin de la première période. Le pré-chargement au début de chaque essai en fatigue a été contrôlé grâce à la cellule de force afin de permettre leur comparaison. La précontrainte appliquée à l'implant synthétique était donc presque identique pour tous les échantillons reconstruits avec le même dispositif médical (même matière, même modèle de tissage et de tressage,

et même section géométrique). Une hypothèse avancée serait que le déplacement atteint après la première mise en tension pourrait être lié à la longueur initiale du ligament synthétique entre le fémur et le tibia d'un même échantillon (paramètre qui n'a pas été quantifié). La longueur initiale effective de l'implant synthétique en intra-articulaire étant fixée comme étant la longueur nécessaire à la reconstruction anatomique du LCC afin de supprimer le mouvement du tiroir de l'échantillon implanté. Le corollaire à cette hypothèse serait que le premier déplacement pourrait-être réduit par une précontrainte appliquée à l'implant synthétique lors de son implantation.

La répétabilité des conditions expérimentales est évaluée en examinant l'homogénéité des résultats (cad : faibles valeurs d'écart type pour tous les paramètres calculés) (**Table 14**). Ces résultats sont en accord avec la valeur moyenne de déplacement final enregistrée à la fin de chaque essai. Les deux échantillons (1G et 4G) rapportant une rigidité linéaire plus faible lors de la première traction (50 et 79 N/mm) sont également les essais qui ont dépassé l'intervalle fonctionnel (0–3 mm) (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006) d'un système de fixation utilisé comme technique de stabilisation passive du grasset avec un déplacement maximal moyen enregistré de 3,2 et 4 mm, respectivement.

Deux raisons peuvent expliquer la spécificité des résultats observés pour ces deux échantillons : (i) une mauvaise qualité osseuse entraînant un glissement prématuré de l'implant à l'interface os / vis d'interférence / implant synthétique (la qualité de l'os n'a pas été vérifiée et l'âge des sujet anatomiques canins était inconnu en raison de leur anonymisation) ; et (ii) une mauvaise orientation des vis d'interférence malgré un forage osseux correct, soit lors de l'implantation de celles-ci, soit à une modification de leur axe d'implantation dans le forage osseux due aux contraintes biomécaniques appliquées à l'échantillon implanté au cours de l'essai en fatigue (Cf. explications **Chapitren°2, Partie IV, 2), a), (iii)**).

Le contrôle radiographique post-essais biomécaniques de l'échantillon 4G est illustré à la **Figure 33** et met en évidence un mauvais axe des vis d'interférence dans le sens transversal (erreur angulaire de 7°) et oblique (erreur angulaire de 9,4°) à l'intérieur des tunnels osseux fémoraux. Des erreurs d'alignement de ces mêmes axes ont également été observées pour l'échantillon 1G. Observations soutenant l'hypothèse que l'os trabéculaire n'est pas assez dense pour assurer un alignement correct et répétable de la vis d'interférence à l'intérieur du forage osseux car celui-ci n'offre pas la même rigidité que l'os cortical permettant d'empêcher l'implant synthétique de bouger. Pour les futurs essais en fatigue, nous suggérons donc d'effectuer une radiographie post-implantation systématique pour chaque échantillon afin de vérifier l'implantation correcte des vis d'interférence à l'intérieur de leur forage osseux, en plus de la radiographie post-essai que nous avons réalisé.

La modification des conditions d'essai au cours des cycles (orientation des parties fémorales et tibiales de chaque échantillon testé) et du déplacement de l'extrémité de l'implant synthétique (directement contrôlé par mesure optique au niveau de sa sortie de l'échantillon à l'extrémité des vis d'interférence) pourrait améliorer la quantification et la compréhension des mécanismes impliqués dans le glissement de l'implant synthétique. Cependant, ces mesures supplémentaires nécessitent des dispositifs de contrôle optiques qui rendraient le protocole beaucoup plus exigeant en termes de stockage et de post-traitement (ressources de calcul), en particulier pour les longs essais en fatigue. La mesure optique n'est pas non plus compatible avec les compresses humidifiées enveloppant l'échantillon.

L'endommagement de l'implant synthétique entraînant des synovites provoquées par les débris d'usure est souvent décrit dans la littérature scientifique comme l'une des causes majeures d'échec des techniques de reconstruction intra-articulaires synthétiques du LCA chez l'homme (Klein et Jensen 1992; Legnani et al. 2010). Lors de notre étude biomécanique nous avons également rencontré ce problème d'endommagement de l'implant synthétique à deux moments de nos expérimentations :

- (i) **Lors de l'implantation des vis d'interférence à l'interface os – ligament synthétique (Figure 34).** Cet endommagement notable que vous pouvez observer sur la **Figure 34** peut sembler impressionnant mais a fort heureusement pu être expliqué et résolu. En effet, cette photo est issue des pré-essais de cette même étude. Deux paramètres ont pu être mis en évidence expliquant cet endommagement de l'implant au moment de débiter l'implantation de la vis d'interférence dans son forage osseux :
 - a. Des esquilles osseuses** résultantes du forage réalisé préalablement ont été observées sur tout le pourtour d'entrée du tunnel osseux. En effet, ces débris osseux étaient très tranchants et ont endommagé l'implant synthétique au moment de la tentative d'implantation de la vis d'interférence. La solution trouvée a été d'ébavurer ou de fraiser les tissus conjonctifs, périoste, esquilles osseuses des pourtours de l'entrée du tunnel à l'aide d'une lame de bistouri n°11 et d'associer un rinçage sous pression du tunnel osseux avec une seringue de deux ml de sérum physiologique directement placée à l'entrée du tunnel afin d'évacuer les résidus osseux provoqués par le forage.
 - b. Un dessèchement des pièces anatomiques** restées trop longtemps sur notre table d'expérimentation entre le moment où elles avaient été disséquées et le moment où celles-ci avaient été implantées. En effet, le phénomène de dessèchement ou plutôt d'évaluation biomécanique d'un

implant orthopédique dépourvu de liquide lubrifiant tel que les essais conduits sur les prothèses totales de genoux (PTG) (Wang et al. 1998) et de hanches (PTH) (Lee 1985) évaluant l'usure du polyéthylène composant l'intérieur de la cupule de la PTH ou bien la surface du plateau tibial de la PTG ont rapporté des résultats d'usure extrêmement plus importants lors que celles-ci étaient évaluées sans liquide lubrifiant (Wang et al. 1998; Lee 1985). Aussi, la solution trouvée pour éviter ce dessèchement prématuré des pièces anatomiques a été de les isoler systématiquement avec des compresses imbibées de sérum physiologique et de les conditionner dans des sachets hermétiques de polyéthylène entre chaque étape allant de leur prélèvement, en passant par leur implantation jusqu'à leur essai biomécanique. Enfin, nous avons également systématisé l'irrigation par gouttes-à-gouttes de sérum physiologique à l'interface implant synthétique – vis d'interférence au moment de l'implantation afin de s'assurer d'une lubrification correcte du site d'implantation.

Ces paramètres étant identifiés comme la cause de cet endommagement prématuré de l'implant synthétique au cours de son implantation lors de la pré-étude (Goin et al. 2019) ont été pris en compte et résolus pour la « véritable » campagne d'essai (Goin et al. 2022).



Figure 34. Observation macroscopique de l'endommagement du ligament synthétique au cours de l'implantation d'une vis d'interférence comme moyen de fixation dans un des

échantillons ex vivo de tibia canin réalisé au cours de la pré-étude conduite sur l'évaluation de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC en condition de fatigue (Goin et al. 2019)

- (ii) **Lors de l'explantation des vis d'interférence post essais biomécaniques en condition de fatigue (Figure 35).**

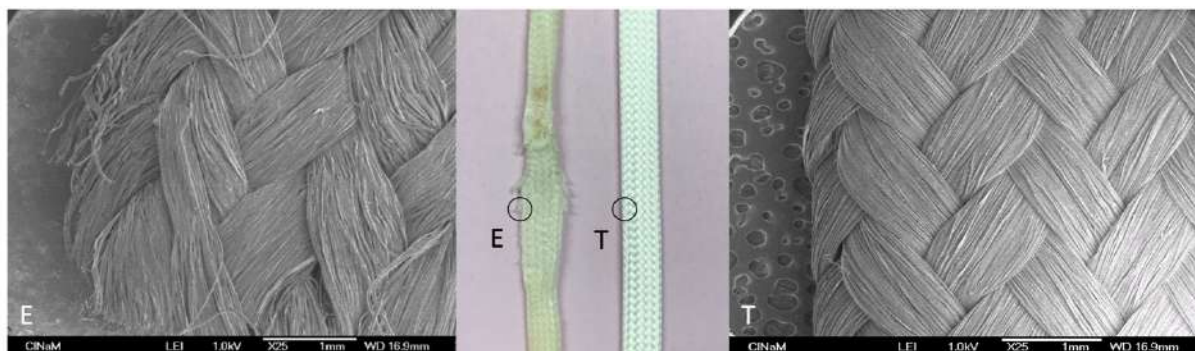


Figure 35. Comparaison macroscopique et microscopique de l'endommagement (E) d'un implant synthétique explanté d'un montage ex-vivo ayant été testé en condition de fatigue et (T) d'un implant synthétique témoin non-implanté, Imageries acquises par Microscope Electronique à Balayage (MEB), grossissement x25.

L'observation macroscopique de l'implant synthétique nous permet d'observer une conception réalisée par tressage de faisceaux de fibres d'UHMWPE entrelacées (**Figure 35, T**). D'un point de vue macroscopique, le ligament explanté (**Figure 35, E**) a subi un endommagement localisé sur les deux bords latéraux de l'implant synthétique au niveau de sa surface de contact entre l'os cortical et la vis d'interférence. L'acquisition d'imageries au Microscope Electronique à Balayage (MEB) à un grossissement x 25 nous a permis d'établir une estimation de cet endommagement localisé sur une des faces latérales de l'implant synthétique équivalent à 3,4% (calcul ne pouvant être détaillé ici à la demande de l'industriel). Pourcentage qu'il faut ensuite multiplier par deux afin d'obtenir l'estimation de l'usure provoquée par une vis d'interférence sur les deux bords latéraux de l'implant synthétique.

Deux hypothèses peuvent être posées afin d'expliquer cet endommagement.

- (i) Seule l'implantation de la vis dans le tunnel osseux est à l'origine de cet endommagement (**Figure 35, E**).
- (ii) L'implantation de la vis d'interférence dans le tunnel osseux initie l'endommagement de l'implant synthétique l'essai biomécanique en condition de fatigue augmente le phénomène d'endommagement.

Complément de discussion et analyse des courbes obtenues issues de la pré-étude conduite sur ce même sujet d'étude (Goin et al. 2019) :

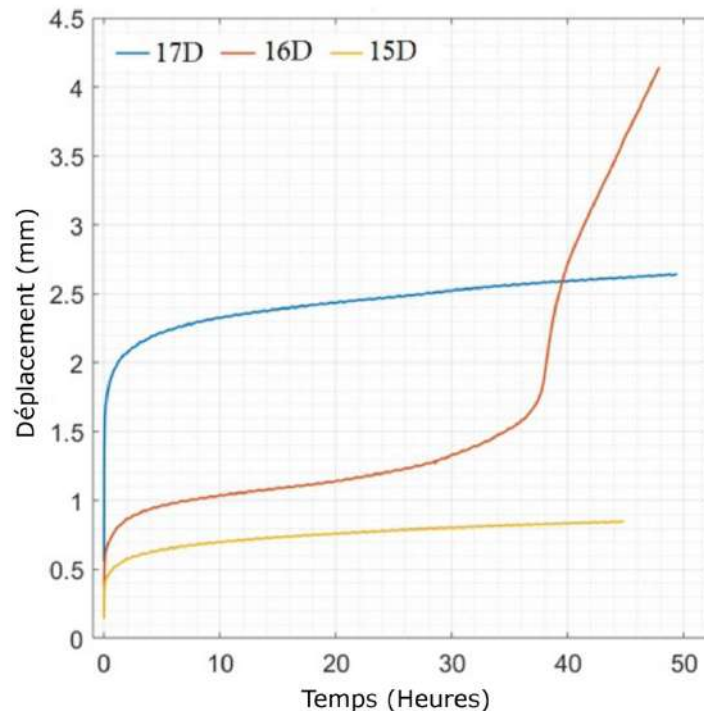


Figure 36. Courbes moyennes des trois essais en fatigue issus de la pré-étude conduite (Goin et al. 2019) en amont de l'article de recherche publié dans un second temps (Goin et al. 2022)

L'essai 16D montre un comportement différent par rapport aux essais 17D et 15D (**Figure 36**). En effet, une reprise du glissement (env. 2,5 mm) à 37 h a été constatée. Un examen radiographique post-essais biomécanique de l'échantillon 16D (**Figure 37**) a révélé l'implantation des deux vis d'interférence obliques fémoro-distale et tibio-proximale réalisées dans le cartilage de croissance. En effet, le spécimen anatomique où l'échantillon 16D a été prélevé était encore immature d'un point de vue squelettique. Les propriétés biomécaniques des ancrages dans de l'os spongieux jeune et dans les zones de cartilages de croissance sont connues pour être de mauvaise qualité car l'os est encore peu minéralisé.

L'hypothèse d'un endommagement du tissu cartilagineux à l'interface des vis d'interférence obliques fémoro-distale et tibio-proximale au cours de l'essai de fatigue semble l'explication

la plus probable conduisant à la perte de performance du système de fixation de l'implant expliquant un tel glissement observé.



Figure 37. Radiographie (de face à gauche et de profil à droite) post-essai en condition de fatigue de l'échantillon 16D

Cette découverte fortuite nous rappelle l'importance des choix des paramètres d'inclusion des échantillons *ex-vivo* à observer. En effet, au cours de cette pré-étude (Goin et al. 2019) le contrôle radiographique des sujets anatomiques avant prélèvement n'était pas listé comme un paramètre d'inclusion de nos échantillons. Omission corrigée pour l'étude étendue conduite sur ce même sujet d'étude (Goin et al. 2022). Le choix de ce paramètre d'inclusion de nos échantillons nous aura également permis de vérifier le caractère d'intégrité des articulations de grasset i.e. exempts d'arthrose, de chirurgie ante-mortem du LCC ou tout autre anomalie orthopédique du membre pelvien. D'autre part des limites d'utilisation de cette technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC ont été préconisées aux chirurgiens vétérinaires leurs conseillant de ne pas implanter de vis d'interférence chez les jeunes animaux à proximité des zones de cartilage de croissance.

Notre étude comporte certaines limites telles que :

- L'évaluation biomécanique d'une seule technique de reconstruction synthétique du LCC. Nous sommes conscients qu'une comparaison avec d'autres techniques de reconstructions synthétiques du LCC aurait apporté un apport scientifique majeur à cette étude, mais de nombreux paramètres doivent être pris en compte lors de la mise en place d'un tel protocole expérimental comparatif. Comme pour toute nouvelle technique chirurgicale, le chirurgien suivra une courbe d'apprentissage propre aux spécificités d'implantations de cette nouvelle technique qui peut s'avérer plus ou moins longue en fonction de l'expérience du clinicien associée à la complexité de cette nouvelle technique.
- Les biais potentiels ou interprétations divergentes des résultats biomécaniques entre les techniques chirurgicales doivent également être soulignés. Elles peuvent concerner la matière, la technique de tissage et de tressage, la taille et la géométrie de l'implant synthétique, sa méthode de conception et la taille des vis d'interférence ou autres systèmes de fixation tels que les vis à rondelles crantées (Barnhart, Bufkin, et Litsky 2019), le diamètre des forages osseux effectués, etc. Nous avons justement choisi de ne pas comparer cette technique de reconstruction synthétique du LCC afin de limiter ces biais potentiels.
- Nous avons également décidé de ne pas tester un groupe témoin avec un LCC physiologique. En effet, seuls les essais biomécaniques quasi-statiques rapportent les résultats d'un groupe témoin dans leur protocole expérimental (Yoshiya et al. 1986; Biskup et al. 2015; Flynn et al. 1994; Baltzer et al. 2001; Milano et al. 2006; Sawyer et al. 2012). A notre connaissance, aucune étude évaluant les propriétés biomécaniques de systèmes de fixations utilisés dans le cadre de la reconstruction intra-articulaire du LCC sur modèles canins *ex vivo* (ou ACL sur modèle *ex vivo* humain) en fatigue n'a proposé une évaluation d'un groupe témoin de LCC ou LCA physiologique. La durée des essais biomécaniques en fatigue rapportés ici (environ 50 heures par essai) est également considérablement plus longue que dans celle choisie dans d'autres études évaluant des dispositifs médicaux analogues tant en médecine vétérinaire qu'en médecine humaine (Brown et al. 2004; Choate et al. 2013; Barnhart, Bufkin, et Litsky 2019; Nakano et al. 2000; Scheffler et al. 2002; Spranklin et al. 2006; Robert et al. 2015; Scannell et al. 2015a; 2015b).
- Nous avons fait le choix de négliger la rigidité linéaire du premier cycle de traction car notre objectif était de quantifier celle-ci en régime permanent, non pas en transitoire ; cependant, ce choix était peut-être une erreur rétrospectivement parlant car cette première évaluation de la rigidité linéaire constitue un paramètre

d'étude non-négligeable qui se produit également lors de l'implantation de cette technique de reconstruction intra-articulaire synthétique *in situ*.

- La longueur intra-articulaire de l'implant synthétique n'était pas mesurée après l'implantation, ni pendant les essais. Cette information est nécessaire pour calculer la déformation induite par les chargements en fatigue et doit être incluse dans de futures études. Les faibles différences de rigidités linéaires moyennes observées dans tous les essais montrent clairement que la rigidité de l'implant en UHMWPE fixé à l'aide de quatre vis d'interférence ne varie pas de manière significative au cours d'essais biomécaniques en fatigue (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006).
- Une erreur de technique d'implantation pourrait s'être produite dans les deux échantillons non validés. Il est donc important de souligner l'importance de la courbe d'apprentissage spécifique à chaque technique chirurgicale pour obtenir des résultats optimaux. Les résultats biomécaniques montrent que la technique de reconstruction synthétique du LCC fixé à l'aide de quatre vis d'interférence évaluée dans cette étude conduit à de bonnes performances *ex vivo*, résultats qui devraient relancer l'intérêt porté à la reconstruction intra-articulaire synthétique après rLCC chez le chien.
- Dans la même idée que le point précédent, il est important de systématiser à minima un contrôle radiographique (face et profil) de nos échantillons après implantation afin de vérifier l'implantation correcte des vis d'interférence puis, post-essais biomécanique afin de les comparer avec les clichés réalisés post-implantation afin d'objectiver si la position des vis d'interférence reste inchangée post-essai. Le recours au CT-Scan serait un choix plus pertinent encore que la radiographie permettant de vérifier la position des vis d'interférence dans les trois plans de l'espace avec certitude mais cet examen d'imagerie médicale reste beaucoup plus onéreux qu'un contrôle radiographique conventionnel.
- Enfin, l'usage de la mesure optique comme complément et vérification des déplacements et mouvements locaux devra être systématisé pour ce type d'étude en fatigue. Dans notre cas, la mesure optique n'était pas un outil que nous avions à disposition au moment des essais et le choix d'isoler les échantillons anatomiques dans des compresses humidifiées par du sérum physiologique maintenues par du film de polyéthylène rendait le suivi optique impossible. Le maintien d'une atmosphère humide de l'échantillon différent du choix opéré dans cette étude devra être réfléchi lors de la réalisation de nouveaux essais biomécaniques en condition de fatigue.

3) Evaluation biomécanique de deux variations de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC

a. Comparaison de deux techniques d'implantation des vis d'interférence : In-Out vs. Out-In (Rafael et al. 2020)

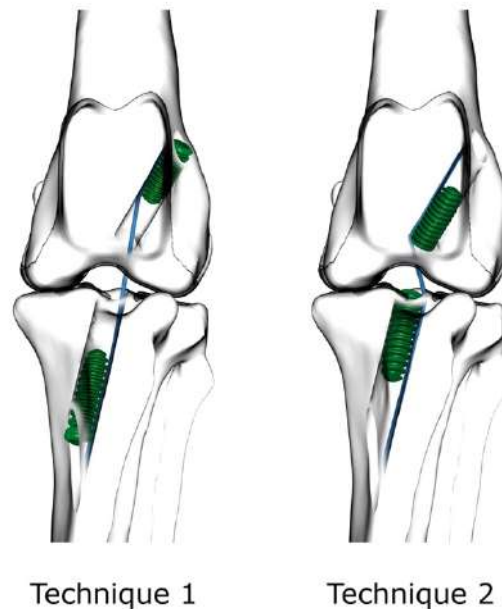


Figure 38. (a) Technique 1 « Out-In » : Une première vis d'interférence (diamètre : 4,5 mm, longueur : 20 mm) est implantée depuis l'extérieur de la métaphyse fémorale distolatérale vers l'intérieur de l'articulation du grasset. Après mise en tension du ligament synthétique, une seconde vis d'interférence est implantée depuis l'extérieur du tibia en partie proximo-médiale vers l'intérieur de l'articulation. (b) Technique 2 « In-Out » : Contrairement à la technique 1, les vis d'interférence sont implantées depuis l'intérieur vers l'extérieur de l'articulation à partir de l'espace intra-articulaire du grasset, en direction respectivement de la métaphyse du tibia proximal et du fémur distal.

		Résistance enregistrée à 3 mm (R _{3mm}) (N)	Résistance maximale (R _m) (N)	Déplacement associé à R _m (mm)
In-	Moyenne	295	509	7
Out	ET	44	124	
Out-	Moyenne	136	470	10,9
In	ET	87	93	
<i>P-value</i>		0,0031	0,798	0,405

Table 15. Résultats des essais biomécaniques en arrachement quasi-statique suivant la technique d'implantation 1 « Out-In » vs. 2 « In-Out »

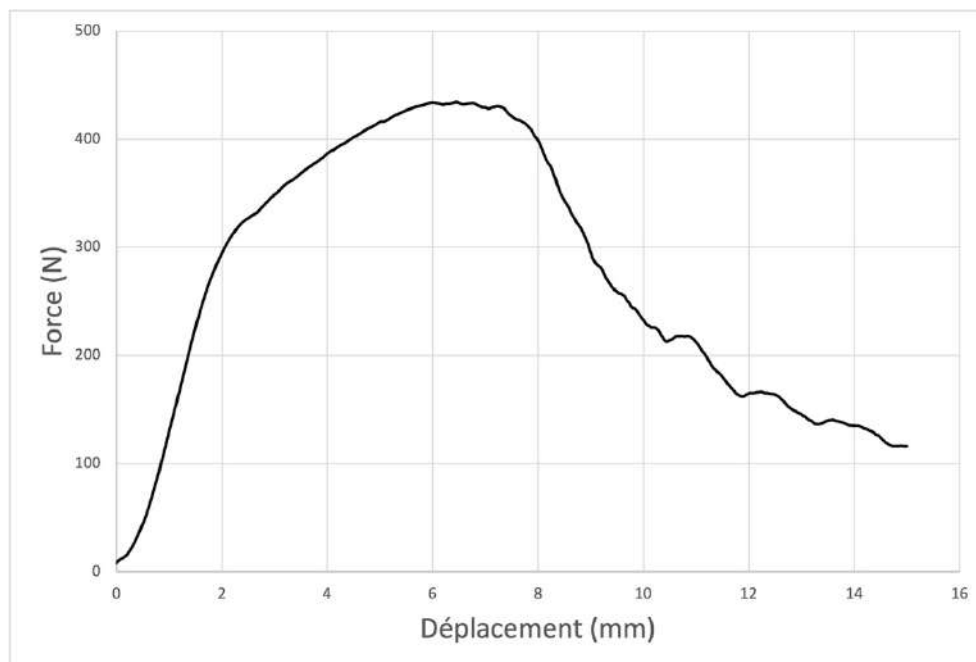


Figure 39. Exemple de courbe force-déplacement d'un essai conduit avec un modèle de fixation à 2 vis d'interférence implantées en In-Out

Aucune rupture d'aucun montage ne s'est produite à l'issue des essais de traction quasi-statiques : tous les essais ont conduit à un glissement de l'implant synthétique localisé exclusivement en partie tibiale. Une mesure de la force a été enregistrée à un déplacement de 3 mm (R_{3mm}) (**Table 15**). Cette limite de déplacement équivaut à la valeur acceptable limite de l'amplitude cranio-caudale du tibia par rapport au fémur constatée en pratique clinique (mouvement du tiroir) au cours de la période de suivi postopératoire de toute technique de stabilisation passive du grasset chez le chien (Loutzenheiser et al. 1995). La différence significative observée pour R_{3mm} entre les deux techniques d'implantation pourrait être due à des différences de densités osseuses, en lien avec la zone d'implantation (zone métaphysaire pour la technique Out-In et épiphysaire pour la technique In-Out) anatomique des vis d'interférence.

Une zone de mise en tension a été identifiée au début de chacun des essais biomécaniques. Ce déplacement de la course traverse sans augmentation linéaire de la résistance peut être dû à la mise en tension des fibres de l'implant. Ainsi, la pré-tension de 10N pourrait ne pas être suffisante et physiologiquement non-représentative des efforts perçus in situ par l'implant synthétique implanté lorsque le chien est en position statique.

Discussion

La différence significative observée pour R_{3mm} entre les deux techniques d'implantation pourrait être due à des différences de densités osseuses, en lien avec la zone d'implantation anatomique des vis d'interférence. Selon la théorie du remodelage osseux décrite par Wolff en 1892, les vis d'interférence implantées selon la technique « In-Out » sont placées dans les zones d'insertion intra-articulaires du LCC. En effet ces zones osseuses présentent une couche épaisse d'os cortical avec un os sous-chondral plus dense en raison des contraintes mécaniques beaucoup plus importantes supportées par les surfaces articulaires et peri-articulaires (Wolff 1892). La fixation essentiellement monocorticale des vis d'interférence implantées selon la technique « In-Out » est donc réalisée dans la partie corticale et sous-chondrale des surfaces périarticulaires du grasset. Ces zones osseuses spécifiques ont de meilleures propriétés mécaniques que les parties métaphysaires moins exposées aux contraintes mécaniques et semblent offrir une résistance mécanique plus faible lorsque les vis d'interférence sont implantées suivant la technique « Out-In ».

Hypothèse qui aurait un intérêt d'être vérifiée par densitométrie osseuse permettant de mesurer la densité minérale osseuse (DMO) ou bien par tomодensitométrie classique (Ct-Scan) dont l'acquisition effectuée serait couplée avec l'usage de fantômes de densitométrie permettant de remonter par évaluation des niveaux de gris aux propriétés de densité osseuse des échantillons *ex-vivo* implantés.

De plus, l'implantation des vis d'interférence selon la technique « In-Out » agira comme un coin, en raison de la forme conique des vis d'interférence, et limitera le glissement du ligament synthétique plus efficacement tout en réduisant la partie libre du ligament dans l'espace intra-articulaire. Cependant, nous savons que plus le système de fixation est proche de l'espace intra-articulaire, plus celui-ci sera résistant (Scheffler et al. 2002; Bryan et al. 1996).

Cette étude montre qu'une reconstruction synthétique du LCC fixée à l'aide de deux vis d'interférence implantées suivant la technique « In-Out » permet une meilleure résistance biomécanique initiale dans l'intervalle [0 ; 3 mm] (R_{3mm}) que celles implantées suivant la technique « Out-In ». Le mode de rupture est similaire pour les deux techniques d'implantations, i.e. un glissement de l'implant synthétique est observé à l'interface os – Ligament synthétique – vis d'interférence.

b. Comparaison de deux systèmes de fixation fémorales (Goin et al. 2021)

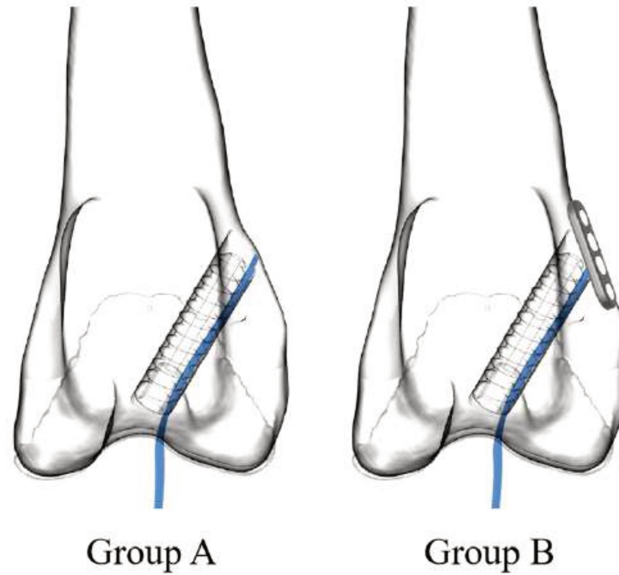


Figure 40. Schéma des deux groupes de fixation fémorale testés.



Figure 41. Novalig 4000 Platine. Implant synthétique en UHMWPE similaire au Novalig 4000 standard ayant la spécificité d'être fabriqué avec un bouton cortical prémonté appelé « Platine »

Echantillon	Rigidité linéaire (N/mm)		Limite élastique (N)		Résistance maximale (N)	
	Groupe A	Groupe B	Groupe A	Groupe B	Groupe A	Groupe B
N°1	144	156	372	620	376	675
N°2	124	92	284	1224	394	1242
N°3	116	213	358	631	576	1071
N°4	90	124	616	795	617	1122
Moyenne	119	146	408	818	491	1028
Ecart-Type	22	52	144	283	123	246
P-value	0,377		0,104		0,018	

Table 16. Résultats des huit essais biomécaniques de traction quasi-statique à rupture

Aucune rupture du système de fixation n'a été observée à l'issue de l'essai quasi-statique de traction (**Table 16**). Les résultats de résistance maximale correspondent à la perte de fonctionnalité des implants et non à leur rupture. Le glissement progressif de l'implant en UHMWPE à l'interface os / implant en UHMWPE / vis d'interférence dans le groupe A se produit en moyenne à 408 ± 144 N pour un déplacement de $6,2 \pm 2,2$ mm. Dans le groupe B, le glissement progressif est associé à un endommagement de l'implant en UHMWPE et du bouton cortical préassemblé observé autour de 800 N enregistré pour un déplacement de $12,2 \pm 5,2$ mm. Le groupe B affiche une limite élastique moyenne deux fois plus importante.

De manière générale, les moyennes des valeurs de limite élastique, résistance maximale et rigidité linéaire étaient plus élevées dans le groupe B que dans le groupe A. Malgré un échantillon très faible, une différence significative a été observée pour les résultats de résistance maximale (*P-value* = 0,018). L'utilisation d'un implant en UHMWPE préassemblé avec un bouton cortical fixé à l'aide d'une vis d'interférence a augmenté la résistance biomécanique de la fixation fémorale.

En s'appuyant sur la résistance à rupture des LCC physiologiques caractérisés suivant le même protocole d'essai mécanique (Blanc et al. 2019), aucune différence statistique n'a été trouvée au regard de la résistance maximale à rupture avec le groupe B (test Wilcoxon rank sum, *P-value* = 0,412), alors qu'une différence statistique a été observée avec le groupe A (*P-value* = 0,015).

Discussion

Les deux fixations fémorales testées dans cette étude offrent des résistances à l'arrachement compatibles avec une reconstruction synthétique du LCC chez le chien. Cette étude montre que l'utilisation d'un implant en UHMWPE préassemblé avec un bouton

cortical verrouillé à l'aide d'une vis d'interférence augmente la résistance mécanique par rapport à un implant en UHMWPE standard verrouillé à l'aide d'une vis d'interférence.

Cette étude peut paraître simple de prime abord à l'instar d'une comparaison entre un système de fixation se basant uniquement sur le procédé de compression offert par la vis d'interférence et un système de fixation associant ce même procédé de compression par vis d'interférence avec un bouton cortical prémonté à l'implant en UHMWPE. L'hypothèse émise était que le groupe de fixation avec l'implant en UHMWPE prémonté avec un bouton cortical (Groupe B) rapporterait une résistance maximale à l'arrachement supérieure au groupe de fixation avec l'implant en UHMWPE standard (Groupe A). Bien que cette hypothèse ait été évidente à nos yeux avant la conduite des essais biomécanique, fallait-il encore la valider scientifiquement.

Cette étude nous rapporte des informations intéressantes à propos de ces deux systèmes de fixation : La comparaison de leurs valeurs de rigidité linéaire ne rapporte aucune différence significative, preuve que l'implant préassemblé avec un bouton cortical (Groupe B) ne modifie pas la rigidité linéaire du système de fixation. Aucune différence significative n'est également trouvée pour le paramètre de limite élastique bien que le groupe B rapporte des valeurs presque deux fois supérieures par rapport au système de fixation avec vis d'interférence et implant UHMWPE standard (Groupe A). En effet, aucune différence n'a pu être mise en évidence suivant ce paramètre à cause d'une dispersion de résultats trop importante : Groupe A, ET = 144 et Groupe B, ET = 283. L'hétérogénéité de ces résultats est difficilement explicable, le fait que seul 4 essais aient été réalisés par condition semble être une des raisons majeures de cette exposition à l'hétérogénéité. En effet, nous constatons que l'essai n°2 rapporte une valeur de limite élastique de près de 1224 N ! Nous émettons l'hypothèse d'une mise en tension très importante de l'opérateur ayant implanté les échantillons permise par la fixation corticale de l'implant à contrario de l'implant standard qui ne peut être tendu autant au moment d'être fixé à l'aide d'une vis d'interférence.

Seule une différence significative a pu être mise en évidence pour le paramètre de résistance maximale ($P\text{-value} = 0,018$) confirmant l'hypothèse initialement posée que le Groupe B aurait une meilleure résistance maximale à l'arrachement que le Groupe A.

Le choix de doubler les procédés de fixation pour le Groupe B en ajoutant une vis d'interférence en plus de la fixation corticale assurée par l'implant « Novalig Platine » avait deux intérêts : Le premier, agir en prévention d'une potentielle rupture au niveau de l'assemblage entre la tresse de l'implant synthétique et le bouton cortical en ajoutant une vis d'interférence qui viendrait reprendre les efforts en cas d'une rupture à l'interface tresse – bouton cortical. Le second, directement anticipé des connaissances issues de la technique de reconstruction intra-articulaire du LCA chez l'homme qui rapporte des ovalisations de

tunnels lorsque qu'un greffon, synthétique ou physiologique, se retrouve libre dans un tunnel osseux (Nebelung 1998; Ben-Amotz et Dycus 2021). L'objectif était donc ici de maintenir en place l'implant synthétique à l'intérieur de son tunnel osseux grâce à une vis d'interférence.

Enfin, la question d'utiliser l'implant en UHMWPE préassemblé avec un bouton cortical pour pallier aux faibles performances du système de fixation par vis d'interférence en partie tibiale mise en évidence au cours de nos études préalables (Blanc et al. 2019; Rafael et al. 2020) ne nous semble par une bonne solution pour les raisons suivantes : (i) l'épiphyse tibiale a une plus faible densité osseuse en comparaison à l'épiphyse fémorale (Brand et al. 2000; Chen, Brand, et Brown 2007) ce qui (ii) limite sa résistance mécanique (Brand et al. 2000; Chen, Brand, et Brown 2007) et (iii) pourrait accentuer l'élargissement du tunnel tibial en cas d'utilisation d'un bouton cortical (Nebelung 1998; Ben-Amotz et Dycus 2021).

- La limite majeure de cette étude réside dans son faible nombre d'essais biomécaniques par conditions testées ne permettant pas d'obtenir des différences significatives pour chaque paramètre évalué. Un calcul de puissance sera effectué dans le but de savoir le nombre d'essais par condition permettant d'atteindre une significativité afin de réaliser les essais complémentaires nécessaires à la valorisation scientifique de cette étude.

Partie IV. Conclusions et perspectives

Le premier des points à aborder dans cette partie serait l'aspect **anatomique** de la reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC. En effet, la volonté de proposer une technique de reconstruction anatomique synthétique du LCC est l'objectif majeur de l'industriel. Cet objectif n'en reste pas moins très ambitieux lorsque nous savons que c'est aujourd'hui encore l'objectif des industriels et chirurgiens chez l'homme qui concentre la majorité de leurs recherches sur cette thématique (Hart et al. 2018; Pedneault et al. 2019; Tanabe et al. 2019). A notre niveau, appliqué à la chirurgie vétérinaire et basé sur la compréhension de ce domaine d'étude spécifique, le premier raisonnement que nous pouvons faire se rapporterait à la volonté de réaliser des forages osseux en lieu et place des insertions physiologiques du LCC. J'emploie le terme de volonté car aucun moyen (ancillaires, ou autres outils à disposition du chirurgien vétérinaire) ou technique (planification préopératoire, navigation peropératoire, vérification postopératoire) n'est à l'heure actuelle disponible et vérifiée scientifiquement permettant d'atteindre cet objectif. Aussi, cet axe de recherche majeur serait celui que je préconiserais d'investiguer à l'industriel dans les années à venir.

Les études biomécaniques regroupées sous le terme de « recherches préalables » présentées dans le **Chapitre n°2**, rapportent les résultats obtenus suivants les choix de méthodes d'essai et d'analyse réalisés par notre équipe de recherche conditionnés par deux limites majeures : (i) le **raffinement des coûts** imposé par le « jeune » partenaire industriel et (ii) l'aspect **novateur de la thématique de recherche** initiée.

Aussi, le choix de réaliser des essais biomécaniques suivant des encastresments (supérieur et inférieure liaisons pivots) a été fait afin de permettre un auto-alignement de l'échantillon *ex-vivo* testé avec l'axe mécanique uni-axial de la machine d'essai mécanique avait pour objectif de limiter au maximum la décomposition de l'effort appliqué tant en condition d'arrachement quasi-statique qu'en condition de fatigue suivant des composantes provoquées par une méthode d'encastrement à 0 degré de liberté.

Par ailleurs, le choix de réaliser des essais biomécaniques suivants en condition de traction du membre pelvien canin à 180° plutôt que des essais en condition de cisaillement et rotation interne plus proche de la réalité des efforts perçus par le LCC *in situ* a été fait par souci de simplification du modèle d'étude biomécanique. En effet, ces recherches préalables ont été conduites par le doctorant assisté d'étudiants pour la majeure partie en double cursus : spécialisation en chirurgie vétérinaire et master de biomécanique aux connaissances et compétences de réalisation et d'analyse d'essais limités lors de la prise en main de cette thématique de recherche. De plus, l'équipe de recherche était divisée sur

deux sites Universitaires : VetAgro Sup (Marcy l'Etoile) et LBMC (Bron) qui a ralenti de ce fait les échanges et la rapidité de prises de décisions scientifiques. Ainsi, la simplification du modèle d'étude a permis d'obtenir de nombreux résultats, tous scientifiquement valorisés, qui, s'auto-comparaient au fur et à mesure de l'avancement des recherches préalables. Les conclusions tirées de ces études ont pu être discutées, comparées et mises en perspectives afin (i) de proposer des améliorations de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique (**Chapitre n°2, Partie III, 3**) ainsi que (ii) d'établir le cahier des charges nécessaire au développement d'un nouveau système de fixation tibiale (**Chapitre n°3, Partie I, 1**).

Ainsi, la réalisation d'essais biomécaniques est couramment utilisé comme moyen d'évaluation in-vitro pré-clinique des implants orthopédiques dans le domaine de la chirurgie humaine et vétérinaire ayant pour objectif de reproduire le plus possible les conditions biomécaniques *in-situ* des implants sur modèle *ex-vivo*. Le modèle *ex-vivo* ne pourra jamais prédire fidèlement le comportement biomécanique de l'implant chez un patient mais permet de donner des tendances avec des informations néanmoins capitales à la compréhension de son comportement sur modèle *ex-vivo* nécessaire à l'amélioration de la fonction du dispositif implantable.

Des techniques de modélisations *in-silico* sont utilisées lors du développement des dispositifs chirurgicaux chez l'homme et plus rarement en chirurgie vétérinaire comme l'Analyse par Elements Finis (AEF) d'implants orthopédiques mais leur accès reste, à l'heure actuelle, limité de par les moyens humains et financiers propre au domaine de la chirurgie vétérinaire.

La première des perspectives issues de ce chapitre sera le développement d'un nouveau système de fixation tibiale ayant pour objectif de pallier aux faiblesses du système de fixation tibiale, initialement décrit par l'industriel, réalisé par vis d'interférence (**Chapitre n°3, Partie I**).

D'autres perspectives complémentaires peuvent néanmoins être notées comme :

- Proposer un accompagnement de type navigation peropératoire au chirurgien vétérinaire lors de la réalisation de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC afin de standardiser la technique d'implantation.
- Développer un ancillaire de mise en tension de l'implant synthétique permettant de standardiser sa mise en tension au moment de sa fixation.

Enfin, ce chapitre de recherches préalables nous aura également permis d'identifier les points de vigilance à observer afin d'améliorer la rigueur de nos futures études biomécaniques ainsi que l'analyse de nos résultats :

- Utiliser une machine d'essai mécanique compatible avec des essais en condition de fatigue afin de permettre le choix des fréquences de sollicitation désirées.
- Utiliser un capteur de mesure optique afin de suivre les déplacements locaux i.e. fémur vs. tibia ou encore des systèmes de fixation.
- Réaliser un nombre suffisant d'essais biomécaniques par conditions testées afin d'obtenir des résultats aux significativités avérées via un test de puissance réalisé en amont de la campagne d'essai.
- Vérifier l'absence d'esquilles osseuses sur les pourtours de l'entrée du tunnel accueillant la vis d'interférence comme système de fixation afin d'éviter l'endommagement de l'implant synthétique.
- Maintenir systématiquement les échantillons anatomiques dans une atmosphère humide à tout instant de la durée de préparation des pièces anatomiques jusqu'à leur essai biomécanique afin d'éviter qu'elles ne s'assèchent.
- Mesurer la longueur de « travail » intra articulaire de l'implant synthétique afin de permettre une analyse plus fine des résultats obtenus.
- Réaliser un CT-Scan : post-implantation des échantillons anatomiques pour vérifier l'implantation correcte des vis d'interférence ; post-essai biomécanique afin de vérifier la position des vis d'interférence par apport au CT-Scan post-implantation afin de s'assurer que l'essai biomécanique n'a pas induit de mouvement de celles-ci.
- Associer les acquisitions par Ct-Scan énoncées ci-dessus avec des fantômes de densitométrie afin de pouvoir quantifier la qualité osseuse des échantillons anatomiques testés par analyse des niveaux de gris et ainsi permettre une analyse plus fine de nos résultats.

Chapitre n°3. Développement et évaluation biomécanique d'un nouveau système de fixation tibiale

Partie I. Développement

1) Contraintes cliniques, industrielles et normatives

Le projet de développement d'un nouvel implant de fixation tibiale s'est basé sur les résultats biomécaniques et conclusions issus des recherches préalables présentées en **Chapitre n°2**. Ces premiers résultats associés à la connaissance et l'expérience chirurgicale des Pr. Eric VIGUIER et Dr. Thibaut CACHON ainsi qu'à l'expertise dans domaine du développement, de la conception et de l'évaluation d'implants orthopédiques du Pr. Michel MASSENZIO et du Dr. Yoann LAFON nous ont servi de point de départ à l'élaboration du cahier des charges que devait respecter ce nouvel implant de fixation tibiale.

Les principaux axes d'améliorations / besoins mis en évidence par l'ensemble des acteurs de ce projet par rapport au système de fixation par vis d'interférence étaient les suivants :

- Limiter le déplacement cranio-caudal (i.e. tiroir) dans l'intervalle [0 et 3 mm] pour un effort en traction de 1000 N ainsi qu'en fin d'essai de fatigue.
- Limiter la variabilité des résultats biomécaniques liée à la pose chirurgicale et aux spécificités anatomiques interindividuelles.
- Simplifier la technique chirurgicale par arthrotomie (limiter le nombre de gestes chirurgicaux à réaliser ainsi que la quantité de matériel à utiliser) afin de réduire le temps opératoire. Le nouveau dispositif de fixation devra être pensé afin que la pose de celui-ci puisse être réalisé sous arthroscopie à terme.
- Préserver l'intégrité du ligament synthétique à l'implantation de la fixation.
- Le nouveau système de fixation tibiale devra être adapté aux chiens matures d'un point de vue squelettique et pesant entre 20-80 kg.
- Le nouveau système de fixation tibiale devra fournir des preuves scientifiques de sa fiabilité (essais biomécaniques statiques et en fatigue).

Cette liste de besoins initiale, qui sera complétée par la suite, a ensuite été hiérarchisée selon leur niveau d'importance et déclinée en : Fonctions Principales (FP) et Fonctions Contraintes (FC) puis représentées sous forme de diagramme pieuvre (**Annexe n°2**).

Enfin, sur le plan normatif, la vente de dispositifs médicaux tels que le sont les implants orthopédiques n'est soumise à aucune réglementation dans le cas vétérinaire. Seule la norme éthique subjective et tacite est promue par tout industriel pour la commercialisation des dispositifs médicaux orthopédiques sur le marché vétérinaire.

2) Description succincte de l'implant « NovaFix »

L'implant de fixation tibiale appelé « NovaFix » (**Figure 42 et 43**) développé au cours de ce doctorat par Bastien GOIN et les différents acteurs de ce projet de recherche présenté ci-après, est le fruit de multiples itérations de prototypes ($n = 14$). Les différentes itérations de NovaFix ont régulièrement été éprouvées au cours de son développement tant sur le plan de sa faisabilité d'implantation sur pièce anatomique que sur le plan mécanique afin d'évaluer ses performances de fixation.

Le NovaFix est un implant de fixation métallique, plus précisément en **titane TA6V**, conçu par impression 3D titane suivant le procédé de fabrication par frittage laser (Sidambe 2014).

Ce nouvel implant est composé de deux parties (mâle [PM] et femelle [PF]) (**Figure 42 et 43**) coopérantes agissant comme une cage associée à une contre vis permettant la fonction de fixation par compression à deux interfaces métalliques de l'implant en UHMWPE.²

Enfin, cet implant « NovaFix » a fait l'objet d'un brevet N°2305140 déposé le 24/05/2023.

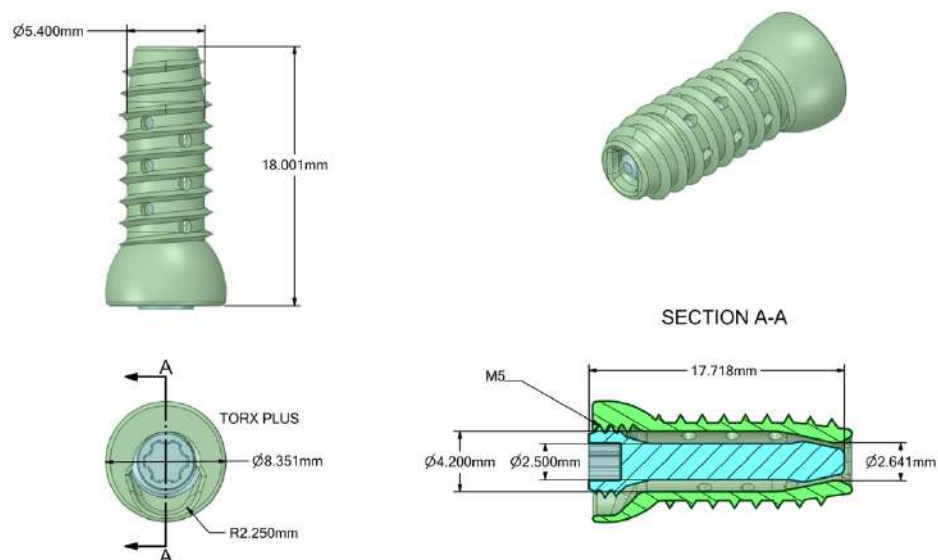


Figure 42. Système de fixation « NovaFix » : principales côtes



Figure 43. Photo du système de fixation « NovaFix » dissocié : partie mâle [PM] et partie femelle [PF]

² L'Annexe n°3 présente la description étendue du NovaFix associé à son ancillaire d'implantation spécifique.

3) Description de la technique de reconstruction synthétique du LCC avec l'association d'une vis d'interférence et du NovaFix comme système de stabilisation passif du grasset

Les principales étapes de la technique chirurgicale décrites ci-après sont illustrées en **Figure 43**.

1. Abord médial de l'articulation du grasset (Johnson 2013).
2. Luxation latérale de la patella.
3. Mise en place d'un écarteur de Gelpi afin de permettre une meilleure visualisation de l'espace intra-articulaire.
4. Résection du LCC.
5. Visée fémorale : Mise en place du viseur : implantation du crochet dans la zone d'insertion fémorale du LCC (zone caudo-médiale du condyle fémoral latéral) et placement de la douille de visée au niveau de la face latérale de la métaphyse fémorale.
6. Implantation de la broche guide filetée de 2 mm de diamètre à l'intérieur du viseur (plus précisément de la douille de visée) depuis la face latérale de la métaphyse fémorale jusqu'à l'insertion fémorale du LCC en partie intra-articulaire.
7. Retrait du viseur en laissant la broche guide de 2 mm implantée.
8. Forage du tunnel fémoral à l'aide d'un foret canulé de 4 mm de diamètre suivant l'axe de la broche guide préalablement implantée.
9. Mesure de la longueur du tunnel fémoral afin de choisir la longueur de la vis d'interférence à planter.
10. Conformation du tunnel fémoral à l'aide d'une vis d'interférence de 5 mm et de longueur définie dans l'étape précédente.
11. Visée tibiale : Mise en place du viseur : implantation du crochet dans la zone d'insertion tibiale du LCC (zone intercondylienne cranio-médiale du tibia) et placement de la douille de visée au niveau de la face médiale de la métaphyse tibiale.
12. Implantation de la broche guide filetée de 2 mm de diamètre à l'intérieur du viseur (plus précisément de la douille de visée) depuis la partie médiale de la métaphyse tibiale jusqu'à l'insertion tibiale du LCC en partie intra-articulaire.
13. Retrait du viseur en laissant la broche guide de 2 mm implantée.
14. Forage du tunnel tibial à l'aide d'un foret canulé de 3,6 mm de diamètre suivant l'axe de la broche guide préalablement implantée.

15. Nettoyage de l'entrée et de la sortie des deux forages réalisés à l'aide d'une lame de 11 permettant de retirer les potentielles esquilles résiduelles dues aux forages.
16. Au besoin, fraiser l'entrée du tunnel tibial en partie métaphysaire.
17. Passage d'une broche guide de 2 mm de diamètre à l'intérieur du tunnel tibial.
18. Implantation de la partie femelle du NovaFix (PFN) : Le système d'entraînement canulé spécifique à la PFN est inséré dans la PFN. L'ensemble système d'entraînement + PFN canulé est alors glissé le long de la broche guide préalablement placée dans le tunnel tibial.
19. La PFN est vissée jusqu'à ce que sa collette soit en appui cortical au niveau de la métaphyse tibiale. La gorge de passage de PFN est préférentiellement orientée vers la partie plantaire du membre opéré en adaptant le visage de la PFN en fonction de ce paramètre.
20. Passage du Novalig 4000 Platine (Novetech Surgery, Monaco) à l'intérieur du tunnel fémoral depuis la métaphyse latérale du fémur jusqu'à l'espace intra-articulaire. Vérification de l'appui correct du bouton cortical prémonté au ligament synthétique sur la face corticale de la métaphyse latérale du fémur à l'aide du passe-fil prévu à cet effet maintenant le fil de traction de l'implant synthétique au cours de la manipulation.
21. Passage d'une broche guide mousse de 0,8 mm de diamètre à l'intérieur du tunnel fémoral en prenant garde à ne pas traverser l'implant synthétique déjà mis en place dans le tunnel.
22. Implantation de la vis d'interférence fémorale : Vis d'interférence canulée de 5 mm de diamètre pour une longueur allant de 15, 20 voire 25 mm de long en fonction de la longueur du tunnel fémoral préalablement mesurée à l'aide d'un tournevis encliquetage canulé. L'implantation de la vis d'interférence est réalisée suivant la technique « In-Out » (i.e. depuis l'intérieur de l'espace intra-articulaire vers l'extérieur). L'implantation de la vis d'interférence est réalisée à l'aide de la broche guide mousse passée à l'intérieur de la vis ainsi que du tournevis encliquetage canulé afin de garantir une implantation suivant l'axe du forage préalablement réalisé. La vis d'interférence est vissée jusqu'à ce que la partie (proximale) soit affleurante à la surface osseuse des pourtours du tunnel osseux.
23. Le passe fil est passé à travers la PFN depuis l'extérieur en partie métaphysaire tibiale jusqu'à l'espace intra-articulaire.
24. Le fil de traction de l'implant synthétique est passé à l'intérieur du passe fil avant que celui-ci soit tiré à travers la PFN jusqu'à l'extérieur de l'articulation. L'implant synthétique plat est alors placé au fond de la gorge de la PFN préalablement orientée en direction plantaire du membre opéré.

25. Mise en tension de l'implant synthétique : Mise en place de l'ancillaire de maintien de la PFN au niveau de sa collerette. Le fil de traction de l'implant synthétique est placé à l'intérieur de la molette de tension de l'ancillaire de maintien de la PFN prévue à cet effet. La molette est ensuite serrée afin de tendre l'implant synthétique à une tension décidée par le chirurgien vétérinaire. Cette tension doit être suffisante afin de stabiliser l'articulation du grasset du membre opéré et ainsi supprimer tout mouvement du tiroir de l'articulation sur le plan cranio-caudal sans restreindre les autres plans de mobilités du grasset.
26. Une fois la mise en tension appliquée satisfaisante, la partie mâle du NovaFix est alors placée sur son système d'entraînement puis engagée dans la PFN et vissée jusqu'à atteindre un couple de verrouillage satisfaisant suivant le maintien de l'ancillaire de maintien de la PFN agissant comme contre appui afin d'éviter que la PFN ne soit entraînée par le verrouillage de la partie mâle du NovaFix.
27. Vérification de la stabilité du grasset sur le plan cranio-caudal et en rotation interne du tibia par rapport au fémur.
28. Si la stabilisation est jugée satisfaisante par le chirurgien vétérinaire, l'excédent de l'implant synthétique dépassant de la partie proximale du NovaFix en partie métaphysaire tibiale peut alors être coupé à l'aide d'une lame de bistouri n°11.

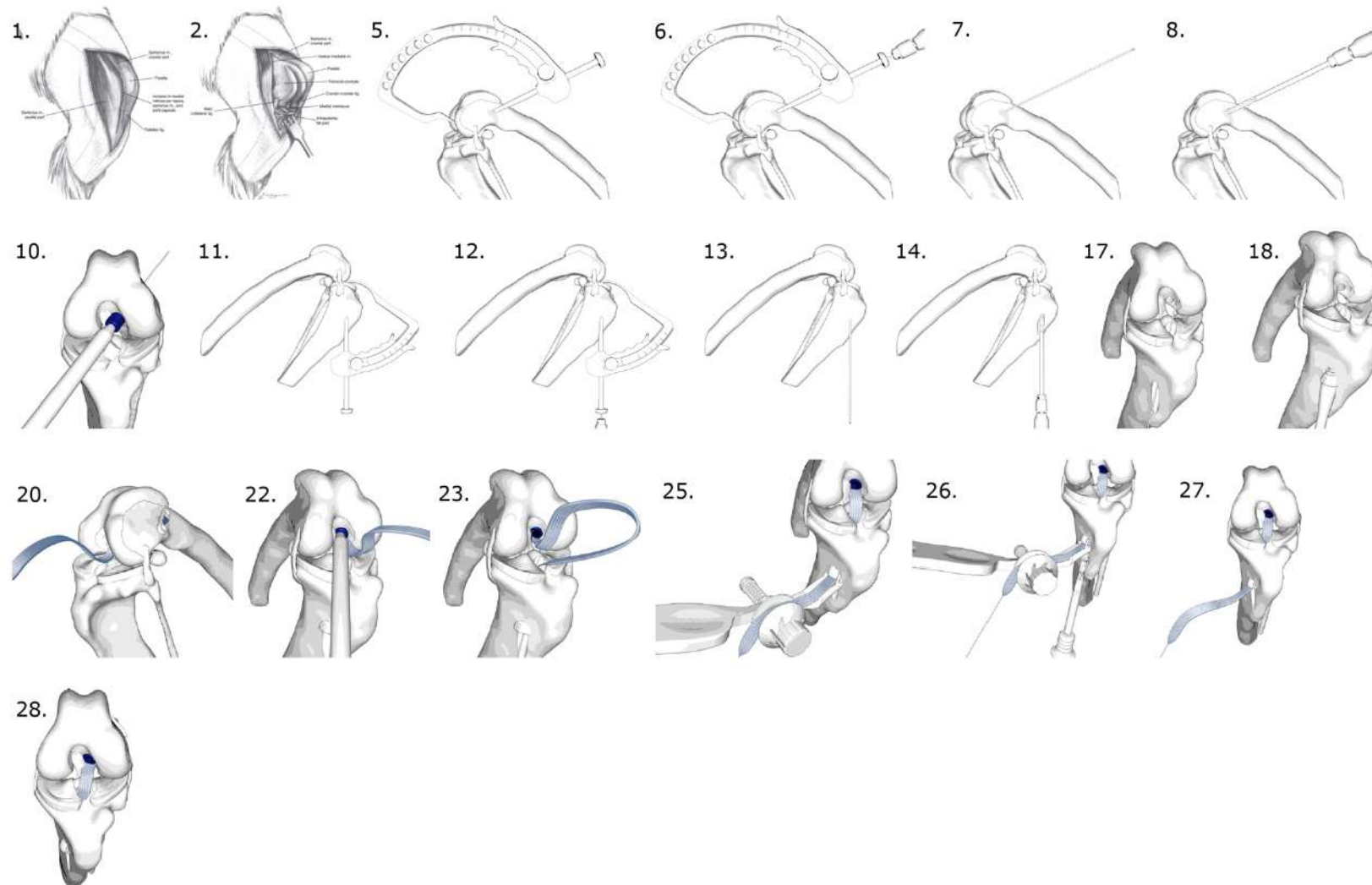


Figure 43. Schémas des principales étapes de la technique de reconstruction du LCC avec l'usage d'une vis d'interférence et du NovaFix comme moyen de fixation

Partie II. Performance de l'implant NovaFix en quasi-statique

1) Protocole d'essai

Le protocole d'essai du système de fixation tibiale « NovaFix » comparé au système de fixation par vis d'interférence en condition d'arrachement quasi-statique est analogue au protocole développé initialement au cours des recherches préalables présentées en **Chapitre n°2, Partie II, 2)**. Aussi, vous retrouverez ci-après la description des spécificités de ce protocole d'essai adapté à l'évaluation biomécanique de ces deux systèmes de fixation tibiales.

Protocole de préparation des échantillons

Huit membres pelviens ont été prélevés à partir de quatre sujets anatomiques canins adultes de grandes races pesant entre 35 et 45 kg et ayant été disséqués pour ne laisser intacte que la partie tibiale. Chaque tibia a été sectionné au niveau de la diaphyse pour faciliter son inclusion à l'aide de résine à l'intérieur d'un support métallique (7x3x3 cm) (Goin et al. 2019).

Implantation du ligament en UHMWPE

Pour chaque échantillon tibial, un tunnel de 4 mm de diamètre a été foré à partir de l'insertion cranio-médiale du LCC physiologique vers la métaphyse proximo-médiale. Les huit échantillons tibiaux ont été assignés au hasard à deux groupes de fixation (n=4/groupe). Groupe A : Après conformation du tunnel osseux à l'aide d'une vis d'interférence (Ø5 x 20 mm), un implant en UHMWPE (Novalig 4000, Novetech Surgery, Monaco) a été passé à travers le tunnel tibial et fixé à l'aide d'une vis d'interférence (Ø5x20 mm) (Novetech Surgery, Monaco) implantée suivant la technique chirurgicale « In-Out » (**Figure 44a**) (Rafael et al. 2020). Groupe B : Un implant en UHMWPE (Novalig 4000, Novetech Surgery, Monaco) a été verrouillé par un système de fixation (NovaFix, Novetech Surgery, Monaco) suivant la technique d'implantation « Out-In » (Rafael et al. 2020) (**Figure 44b**).

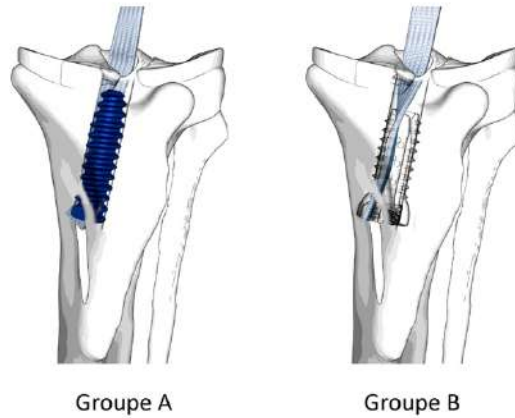


Figure 44. Schéma des deux groupes de fixation tibiale testés.

Essais biomécaniques

Huit essais biomécaniques en arrachement quasi-statique ont été réalisés suivant le même protocole mécanique que l'étude de Goin publiée en 2021. Les échantillons ont été préchargés à 10N (20mm/min) avant de commencer l'essai quasi-statique de traction maximale à 1mm/min (**Figure 45**) (Goin et al. 2021).



Figure 45. Configuration biomécanique d'un échantillon tibial (1G) implanté placé dans la machine d'essai mécanique.

Traitement des données

La rigidité linéaire est calculée à partir de la pente de la courbe de force / déplacement dans son intervalle linéaire pour chaque essai de traction. La résistance enregistrée à 3 mm est définie comme la valeur de la force enregistrée à 3 mm de déplacement de la traverse. La résistance à rupture est définie comme la force maximale mesurée au cours de chaque essai. Des analyses statistiques ont été effectuées à l'aide de t-tests pairés non-paramétriques. Une *P-value* < 0,05 a été considérée comme significative.

2) Résultats et Discussion

Echantillon	Rigidité linéaire (N/mm)		Résistance à 3mm (R _{3mm}) (N)		Résistance maximale (R _m)			
	VI	NovaFix	VI	NovaFix	VI		NovaFix	
					N	mm	N	mm
N°1	199	205	353	466	512	12,2	607	9,6
N°2	72	235	225	503	286	4,1	979	8
N°3	135	300	262	714	266	3,2	1293	12,9
N°4	157	178	308	568	313	3,2	909	7,3
Moyenne	141	230	287	563	344	5,7	947	9,5
Ecart-Type	53	52	56	109	113	4,4	281	2,5
P-value	0,134		0,028		0,052			

Table 17. Résultats des huit essais biomécaniques de traction quasi-statique à rupture, VI : Vis d'Interférence

La **Table 17** présente une synthèse des résultats obtenus. Aucune rupture d'implant n'a été constatée au cours des essais. Nous constatons un mode de rupture différent entre le groupe A (vis d'interférence) et le groupe B (NovaFix). Le mode de rupture systématiquement retrouvé dans les essais du groupe A est le glissement de l'implant en UHMWPE à l'interface os / implant synthétique / vis d'interférence : cela est cohérent avec les études précédemment publiées sur le même type d'implant en UHMWPE fixé à l'aide de vis d'interférence (Blanc et al. 2019; Goin et al. 2019; Rafael et al. 2020; Goin et al. 2021; 2022). Les essais réalisés dans le groupe B rapportent quant à eux des modes de ruptures différents : (i) effraction de l'implant de fixation NovaFix à l'intérieur de son forage osseux suivant l'axe d'application des efforts de traction (3/4 essais), (ii) traits de refends en regard de la zone proximale de l'épiphyse proximale du tibia (2/4 essais). L'échantillon N2D (pour : spécimen n°2, tibia *ex-vivo* droit) présente l'association des deux modes de rupture (i) et (ii). Ces deux modes de ruptures traduisent une résistance à l'arrachement importante conduisant à un endommagement osseux en périphérie de la zone d'implantation du NovaFix. Ces observations sont confirmées par les valeurs de résistance

à l'arrachement pour un déplacement de 3 mm (R_{3mm}) avec une différence significative (t-test, P -value = 0,028) (soit 96% de variation) entre le groupe A (287 N \pm 56 N) par rapport au groupe B (563 N \pm 109 N) (**Table 17**). Cette tendance est également confirmée par les valeurs de résistance maximale (R_m) à l'arrachement avec une différence accrue de 175% entre le groupe A (344 N \pm 113 N) par rapport au groupe B (947 N \pm 281 N) (**Table 17**) sans qu'aucune différence significative n'ait pu être trouvée malgré une P -value proche du seuil (0,052). L'écart-type relatif est similaire pour les groupes A (environ 33%) et B (environ 30%). L'écart-type absolu est largement supérieur pour le groupe B.

Si nous avons montré un mécanisme d'arrachement différent entre les deux groupes de fixation évalués, nous n'avons cependant pas vérifié :

- La cohérence de qualité osseuse entre les pièces anatomiques (par exemple à l'aide d'un CT scan), en particulier autour de la surface corticale de la métaphyse tibiale qui sert d'appui au NovaFix faute de budget.
- Le couple de verrouillage du NovaFix, bien que posé par un chirurgien expert (T. Cachon, Dipl ECVS), n'a pas été vérifié par exemple à l'aide d'un tournevis dynamométrique : ce couple influencerait l'effort de serrage de l'implant en UHMWPE entre les parties mâles et femelles.

Concernant les valeurs de rigidité linéaire (**Table 17**), nous constatons que le groupe B rapporte des valeurs supérieures au groupe A (230 N/mm \pm 52 N/mm vs. 141 N/mm \pm 53 N/mm) sans différence significative (P -value = 0,134). Ces rigidités linéaires sont comparables à la rigidité linéaire moyenne de 208 N/mm \pm 32 N/mm publiée par Rafael et al. en 2021 sur LCC physiologique, suivant un protocole d'essai biomécanique analogue sur grassetts canins *ex vivo* (Rafael et al. 2021).

Une comparaison stricte des résultats obtenus avec ceux de l'étude publiée par Goin et al. en 2021 (Goin et al. 2021) est possible : le même protocole biomécanique a été utilisé entre les deux études, tout comme le même implant en UHMWPE, fixé par des vis d'interférence identiques provenant du même fabricant (Novetech Surgery, Monaco) et implantées dans des tunnels osseux de même diamètre (\varnothing 4 mm).

En combinant les données des deux études réalisées dans les mêmes conditions d'essai avec les mêmes implants, nous pouvons mettre en évidence de manière objective la faiblesse mécanique (suivant le paramètre d'évaluation de la résistance maximale R_m) du système de fixation par vis d'interférence obtenu en partie tibiale dans cette étude (344 N \pm 113 N) comparativement à celle du fémur (491 N \pm 123 N) (Goin et al. 2021), sans qu'une différence significative n'ait cependant pu être mise en évidence (t-test, P -value = 0,258).

Au regard de la littérature portant sur l'évaluation biomécanique d'autres systèmes de fixation tibiale utilisés dans le cadre des reconstructions du LCA chez l'homme, les valeurs

de résistance maximale à l'arrachement du groupe B ($947 \text{ N} \pm 281 \text{ N}$) sont cohérentes, malgré des protocoles d'arrachements en condition quasi-statiques différents : de $250,7 \text{ N} \pm 98,4 \text{ N}$ jusqu'à $1148 \text{ N} \pm 186 \text{ N}$) (Fabbriciani et al. 2005; Yoo et al. 2006; Chivot et al. 2018; Scannell et al. 2015b; Verioti, Sardelli, et Nguyen 2015). Toutefois, sur 18 systèmes de fixation tibiale testés en arrachement, seuls 3 auteurs rapportent des valeurs de résistance en arrachement supérieures au NovaFix : « Bicortical-Post[®] » ($1148 \text{ N} \pm 186 \text{ N}$), « SwiveLock[®] » ($1007 \text{ N} \pm 176 \text{ N}$) (Verioti, Sardelli, et Nguyen 2015) et le « Translig[®] » ($1067 \text{ N} \pm 211 \text{ N}$) (Chivot et al. 2018).

Le NovaFix (Groupe B) utilisé comme système de fixation d'un implant en UHMWPE présente une résistance mécanique à l'arrachement supérieure à une fixation par vis d'interférence (Groupe A).

Ces résultats, associés à ceux publiés dans l'étude de Goin et al. en 2021, permettent donc d'identifier le montage offrant une résistance optimale à l'arrachement comme moyen de fixation d'un implant en UHMWPE dans le cadre de la reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC chez le chien : il s'agit d'une vis d'interférence implantée selon la technique « In-Out » en partie fémorale (Rafael et al. 2020; Goin et al. 2021) associé au NovaFix implanté selon la technique « Out-In » en partie tibiale.

- La principale limite de cette étude est le faible nombre d'échantillons et donc sa puissance statique. Il serait nécessaire de tester d'avantage échantillons suivant le même protocole, afin de confirmer ou d'infirmer les tendances apportées par cette première étude préliminaire et notamment objectiver s'il existe une différence significative entre les valeurs de résistances maximales (R_m) du Groupe A vs. Groupe B.

Partie III. Performance de l'implant NovaFix en fatigue

1) Protocole d'essai

La dernière évaluation biomécanique présentée dans ce travail de recherche sera la comparaison de deux systèmes de fixation testés sur grasset canins *ex-vivo* en condition de fatigue permettant la stabilisation passive du grasset chez le chien dans le cadre de la reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC.

A contrario des autres études biomécaniques précédemment présentées dans ce travail, le protocole d'essai en condition de fatigue qui vous sera présenté ci-après propose d'éprouver le comportement biomécanique de cette technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC implantée sur grasset canins *ex-vivo* à **135° de flexion** afin de se rapprocher des conditions d'essais biomécaniques publiées dans l'art antérieur du domaine spécifique d'étude (Ait Aouit et al. 2009; Biskup et al. 2015; Choate et al. 2013; Lewis, Milthorpe, et Bellenger 1997; Harper et al. 2004; Tonks et al. 2010; Oda et al. 2016).

Protocole d'essais en condition de fatigue (Figure 46)

- **Chargement** : Traction (jusqu'à 250 N) puis relâchement (jusqu'à 50 N)
- **Position anatomique** : Grasset fléchi à 135°
- **Pré-chargement** : à 50 N maintenu durant 10s
- **Cyclage** : 50 000 cycles de 50 à 250 N à 1Hz, soit 14h d'essai

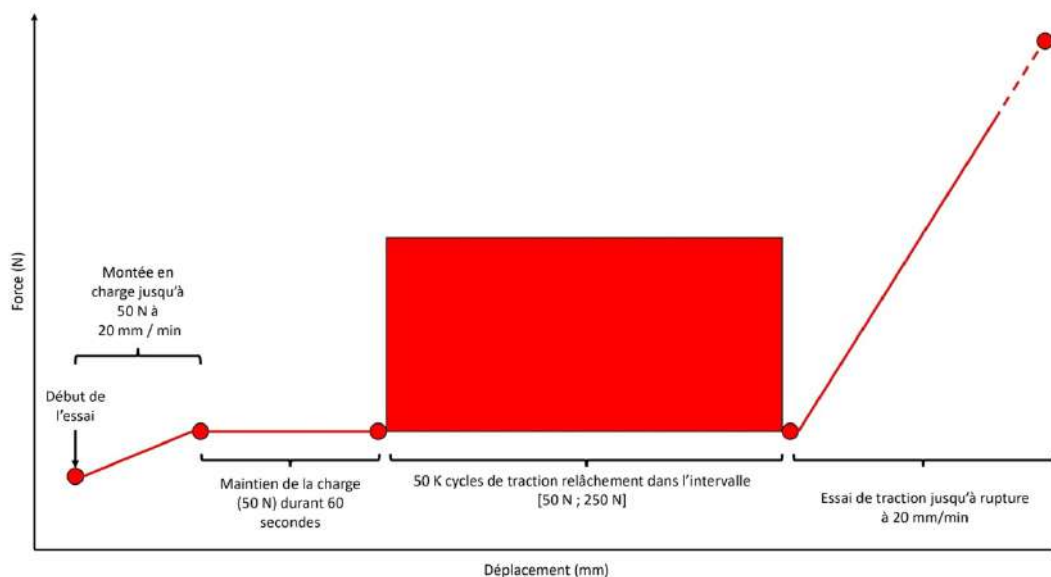


Figure 46. Schéma du protocole mécanique choisi pour réaliser les essais biomécaniques en fatigue

Mesures :

- CT scan (avec dispositif de calibration des niveaux de gris) des pièces anatomiques implantées pour identifier les paramètres influant le résultat (position de l'implant, densité minérale osseuse, géométrie osseuse).
- Mesures de forces (cellule de 10 kN) et de déplacement durant l'essai (100Hz).
- Mesures optiques des déplacements lors de la précharge, au 1er cycle, puis à 10k, 20k, 30k, 40k, 50k, et lors de l'essai à rupture : 8*1024 images acquises à 50Hz.

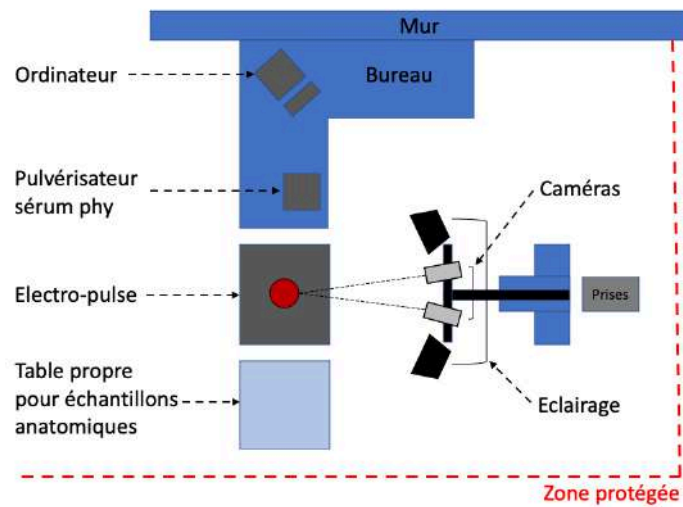


Figure 47. Schéma de la zone d'expérimentation



Figure 48. Photo de la zone d'expérimentation

Origine et préparation des pièces anatomiques

L'ensemble des pièces anatomiques qui ont été utilisées lors de cette étude proviennent de VetAgro Sup (Ecole Vétérinaire de Lyon) et ont été préparées dans le laboratoire de biomécanique de l'école. Aucun des spécimens canins utilisé dans cette étude n'a été euthanasié pour les raisons en lien avec cette campagne d'expérimentation. Les échantillons sont arrivés à l'Université Gustave Eiffel instrumentés, empotés et prêts à être testés.

Prélèvement et implantation des pièces anatomiques

Les membres pelviens de 6 chiens matures ont été prélevés par désarticulation coxo-fémorale afin de préserver l'intégrité du fémur et du reste du membre pelvien cadavérique. Les 12 membres pelviens ont ensuite été assignés de manière aléatoire dans un groupe d'étude, avec chacun des grassets implantés avec une technique différente :

- **Groupe 1** : Fixation assurée par trois vis d'interférence : une fémorale (6 x 20 mm) et deux tibiales : une vis proximale oblique (6 x 20 mm) et une vis transversale (5 x 15 mm). n = 6 (+1) (**Figure 49, 1**)
- **Groupe 2** : Fixation assurée par une vis d'interférence fémorale (5 x 20 mm) et le NovaFix en partie tibiale. n = 6 (+1) (**Figure 49, 2**)

L'implant en UHMWPE utilisé dans chacun des groupes de fixation était le même : Novalig 4000 platine (Novetech Surgery, Monaco). La spécificité de cet implant réside dans sa fabrication ; celui-ci présente un bouton cortical prémonté qui sera placé en partie fémorale (**Figure 49**). L'ensemble des implantations ont été réalisées par le même chirurgien vétérinaire spécialiste européen (Dr. Thibaut CACHON, Dipl ECVS).

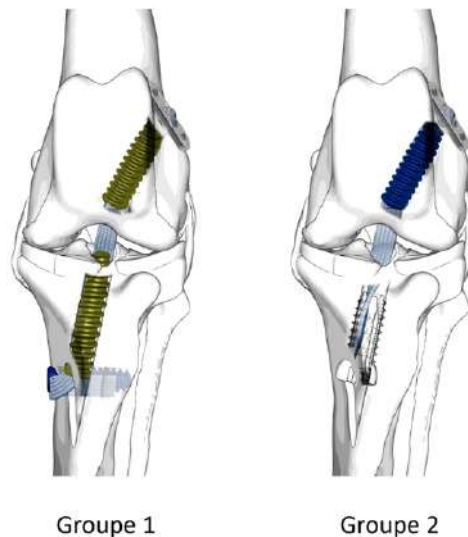


Figure 49. Schéma des deux groupes de fixation tibiale testés : **(1)** Groupe de fixation assuré par vis d'interférence ; **(2)** Groupe de fixation assuré par vis d'interférence associées au NovaFix

Dissection des échantillons anatomiques

Une fois les pièces anatomiques implantées, Bastien Goin s'est chargé de la dissection de chacune d'elle. L'ensemble des tissus mous (stabilisateurs actifs et passifs) des membres pelviens ont été disséqués. Seuls les fémurs, tibias et ménisques ont été préservés ainsi que le LCC reconstruit de manière synthétique. Une attention particulière a été apportée en fin de dissection pour retirer le périoste de la partie proximale et médiane du fémur et la partie médiane et distale du tibia (zone d'inclusions des abouts osseux dans les embases cylindriques) cf. photos ci-après.

Inclusion des échantillons anatomiques

La technique d'inclusion est inspirée de celle utilisée dans le cadre de la thèse de Sahar BENADI (2019-2022, contrat CIFRE LBMC LAB) (Benadi 2022). Deux cylindres prélevés dans des tube de PVC (diamètre 75 mm, longueur 70 mm) ont été glissés au plus proche de l'articulation du grasset. A l'intérieur, un support en mousse permet le centrage des embouts osseux. Deux broches de 6 mm de diamètre ont été implantées de manière perpendiculaire sur la face latérale du fémur proximal et du tibia distal pour réaliser plus tard leur fixation relative. L'échantillon anatomique a ensuite été posé sur un support d'inclusion mobile conçu en impression 3D assurant une position à 135° des cylindres l'un par rapport à l'autre (**Figure 50**).

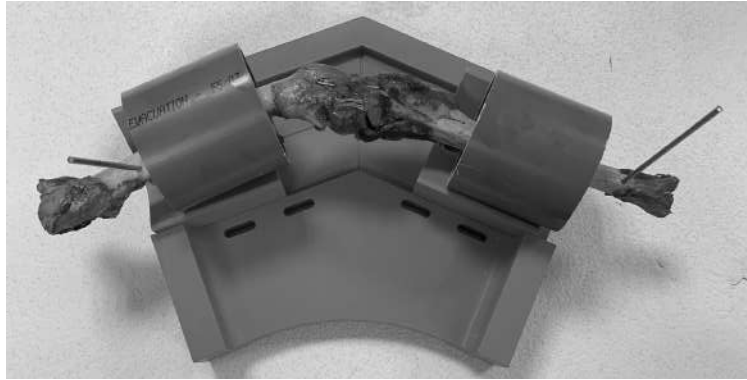


Figure 50. Placement des os à l'intérieur des tubes en PVC et implantation de deux broches de 6 mm de diamètre de la face latérale de la métaphyse du fémur proximal et du tibia distal.

Un fixateur externe, reliant les deux broches de 6 mm entre elles, a été posé pour maintenir un angle de flexion de 135°. Cette mesure des 135° a été confirmée par goniomètre (**Figure 51**).

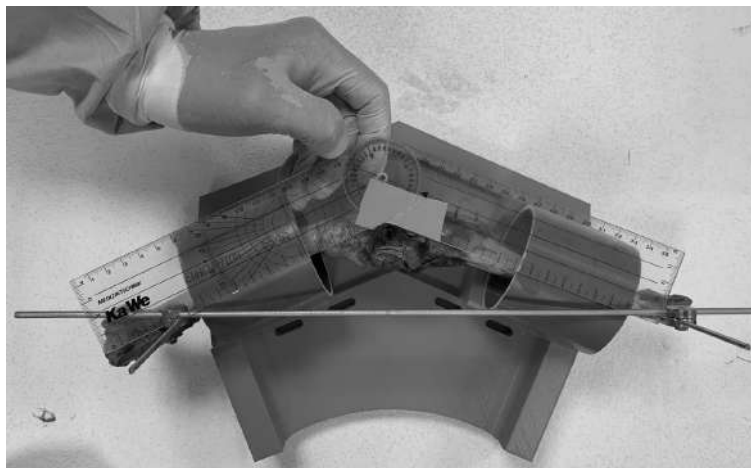


Figure 51. Verrouillage de l'articulation à 135° par fixateur externe trans-articulaire.

Une fois l'angle de 135° fixé, du ciment chimique (Sika AnchorFix® - Evolution, Sika) a été coulé à l'intérieur de chaque support cylindrique (**Figure 52**).

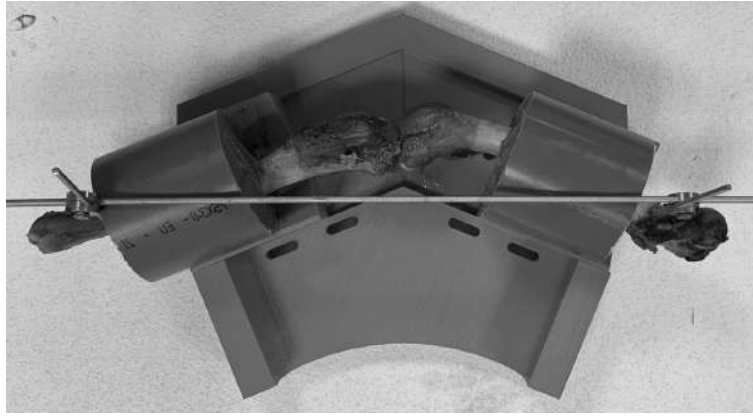


Figure 52. *Empotage des pièces anatomiques avec du ciment chimique à l'intérieur des tubes en PVC.*

Après 45 min de prise, le fixateur externe et les deux broches de 6 mm ont été retirés, et les épiphyses (fémur proximal et tibial distal) ont été sciées à la base des deux cylindres de PVC. Les échantillons anatomiques sont ensuite enveloppés dans des compresses viscérales imbibées de NaCl, identifiés par un numéro unique (écrit sur une étiquette et placé dans le sachet hermétique avec la pièce anatomique préparée), avant d'être placés au congélateur à -18°C . Il conviendra de laisser les pièces anatomiques à température ambiante durant 24h avant de les placer sur le banc d'essais.

Identification des échantillons

- 2022_LCC_END_G1_0x avec $x = [1,6]$ pour le Groupe 1.
- 2022_LCC_END_G2_0x avec $x = [1,6]$ pour le Groupe 2.

Transport des échantillons anatomiques

Le transport des 12 échantillons anatomiques congelés a été assuré par un transporteur biologique certifié (BioLogistic, France). Les échantillons anatomiques ont quitté les congélateurs du laboratoire de biomécanique de VetAgro Sup en direction de la clinique vétérinaire Armonia (Villefontaine CP 38090) pour réaliser les CT Scan post-implantation avec fantôme de densité osseuse, avant de reprendre leur route vers l'Université Gustave Eiffel à Bron (lieu de réalisation des essais biomécaniques en fatigue).

Montage des embases dans la machine d'essai mécanique

Deux embases en acier inoxydable ont été conçues pour s'adapter au vérin et à la table de la machine d'essais Electropulse. Ces embases en deux parties permettent de maintenir les extrémités cimentées par serrage : le ciment s'expande une fois polymérisé, ce qui entraîne une augmentation du diamètre du tube de PVC. Des vis à tête plate (vis de

poussée) facilitent le démontage des tubes en PVC à l'intérieur des embases à l'issue de l'essai (**Figure 53**).

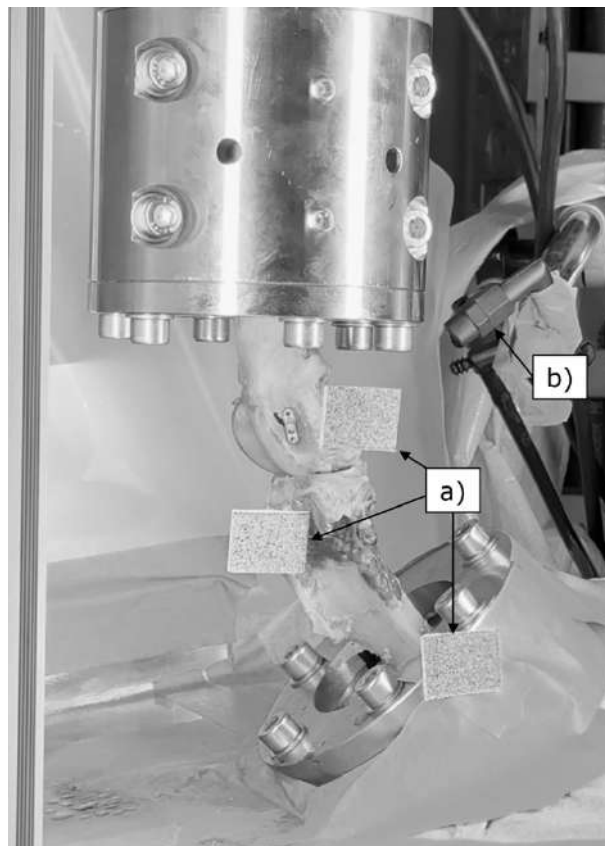


Figure 53. Setup biomécanique avec une pièce anatomique implantée et montée dans la machine d'essai mécanique. L'embase supérieure fixée à la course traverse maintient la partie proximale du fémur et l'embase inférieure fixée au bâti maintient la partie distale du tibia. **a)** Trois plaques de mouchetis en PVC fixées au fémur, au tibia et à l'embase mécanique inférieure, **b)** Système d'irrigation permettant d'humidifier à intervalle régulier (2 secs de pulsation toutes les 15 min) l'échantillon au cours de l'essai.

Caractéristiques de l'acquisition vidéo et de suivi de mire

Un mouchetis par peinture noire est déposé sur 3 plaques blanches en PVC (25x20x1,5mm) et recouvert d'un vernis transparent par pulvérisation. Ces 3 plaques sont collées sur des têtes de vis à bois, elles-mêmes implantées respectivement : dans l'épiphyse distale du fémur, dans l'épiphyse distale du tibia et sur l'embase fixe (**Figure 53a**). Ces mires permettent de suivre le mouvement en 3D des os entre eux et par rapport au bâti grâce à un suivi par deux caméras (**Figure 47**)

Montage vidéo

- 2 caméras Photron® SA3 (1024x1024). Objectifs 105 macros
- Acquisition 50Hz – branchement en mode rafale (1024 images)
- Déclenchant à partir du TTL envoyé par la machine d'essai.

Générateur de signal pour acquisition des images de calibration par déclenchement manuel (main out) : Waveforme-square, Amplitude : 5V, DC offset : 2,5V, Fréquence : 2Hz.

Protection de la zone d'essai

La pièce anatomique est placée sur une desserte avant son montage sur la machine d'essais. Sur la table rainurée de la machine d'essais, la surface autour du mors inférieur est protégée par un champs bleu étanche. L'échantillon est humidifié régulièrement (2s de pulsation toutes les 15min) grâce à la sonde d'un brumisateuseur (**Figure 53b**). Une toile plastique est fixée à la traverse supérieure de la machine d'essais, en arrière-plan (par rapport aux plan acquis par les caméras) et sur le côté, pour éviter les projections. Un bac de récupération est placé sur le sol, devant la machine d'essais, pour collecter les fluides s'écoulant du fait de l'humidification régulière de l'échantillon.

2) Résultats

Nom de l'échantillon	PE1	PE2	PE3	N2D	N3G	N4G	N4D	N5G	N5D	N6G	N6D
Système de fixation	Groupe 1	Groupe 1	Groupe 2	Groupe 2	Groupe 2	Groupe 2	Groupe 1	Groupe 1	Groupe 2	Groupe 1	Groupe 2

Table 18. Matrice d'essais biomécaniques en fatigue, Groupe 1 = Vis d'interférence et Groupe 2 = NovaFix, Nom de l'échantillon : PE = Pre-essai ; D ou G = Latéralité du membre pelvien implanté D pour droite et G pour Gauche

L'Annexe n°4 présente l'ensemble des résultats bruts des essais biomécaniques en fatigue.

Echantillons	Déplacement enregistré au cours de la phase de pré-chargement (traction jusqu'à 50 maintenue 60 secondes)	Rigidités linéaires (N/mm)										Déplacement total enregistré au cours des 50K cycles (mm)	Essai à rupture	
		1 ^{er} cycle	3 ^{ème} cycle	10 ^{ème} cycle	50 ^{ème} cycle	100 ^{ème} cycle	10K ^{ème} cycle	20K ^{ème} cycle	30K ^{ème} cycle	40K ^{ème} cycle	50K ^{ème} cycle		Déplacement de la course traverse depuis le lancement de l'essai (phase de pré-chargement comprise) (mm)	Résistance maximale (N)
PE1	25,62	126,64	205,61	232,83	277,56	/	/	/	/	/	/	/	/	/
PE2	7,35	225,85	479,29	486,88	492,84	487,15	511,57	512,16	516,62	517,03	518,56	2,21	9,56	528
N4D	6,1	183,11	202,41	204,00	210,26	215,75	273,30	282,47	289,04	292,72	296,83	3,25	9,35	734
N5G	8,01	614,98	841,50	855,27	838,71	814,03	703,09	674,90	655,02	641,42	/	0,83	8,84	581
N6G	16,97	200,27	122,10	133,33	144,59	149,40	183,04	191,14	205,09	216,44	227,81	8,80	25,77	401
Moyenne	9,61	306	411	420	422	417	418	415	416	417	348	3,77	13,38	561
Ecart-Types	4,97	206,7	325,05	328,01	316,47	302,58	235,35	219,59	206,44	196,67	151,91	3,5	8,26	138

Table 19. Résultats des cinq essais biomécaniques en fatigue du système du Groupe de fixation n°1 : Vis d'interférence.

L'essai PE1 n'a pas été intégré aux calculs des moyennes et des écarts-types car celui-ci a glissé.

Echantillons	Déplacement enregistré au cours de la phase de pré-chargement (traction jusqu'à 50 maintenue 60 secondes)	Rigidité linéaire (N/mm)										Déplacement total enregistré au cours des 50K cycles (mm)	Essai à rupture	
		1 ^{er} cycle	3 ^{ème} cycle	10 ^{ème} cycle	50 ^{ème} cycle	100 ^{ème} cycle	10K ^{ème} cycle	20K ^{ème} cycle	30K ^{ème} cycle	40K ^{ème} cycle	50K ^{ème} cycle		Déplacement de la course traverse entre le début de l'essai et la résistance maximale (mm)	Résistance maximale (N)
N2D	7,7	275,56	375,53	390,70	410,01	418,03	463,58	468,89	472,11	473,18	477,09	1,28	16,35	712
N4G	10,28	472,64	729,60	752,47	777,34	792,11	866,01	875,34	879,07	876,01	877,86	1,33	18,45	673
N5D	7,69	1059,19	1407,13	1412,72	1419,40	1419,03	1401,96	1396,83	1382,52	1378,52	1373,39	0,29	22,06	901
N6D	8,82	1126,93	1325,86	1343,97	1361,81	1372,53	1442,29	1414,76	1390,72	1390,83	1371,01	0,51	29,83	698
PE3	11,01	317,28	299,61	286,48	262,20	257,52	211,95	186,77	175,62	169,19	164,18	0,57	26,24	989
N3G	6,35	1356,95	1442,21	1459,37	1468,54	1476,60	1496,60	1471,61	1456,16	1439,19	1422,59	0,25	16,53	791
Moyenne	8,65	768	930	941	950	956	980	969	959	954	948	0,7	21,58	794
Ecart-Types	1,75	467,63	527,58	532,99	539,13	540,94	552,85	548,66	542,23	540,31	534,07	0,48	5,53	126,49

Table 20. Résultats des six essais biomécaniques en fatigue du système du Groupe de fixation n°2 : Vis d'interférence associée au NovaFix

Echantillons	Déplacement enregistré au cours de la phase de pré-chargement (traction jusqu'à 50 maintenue 60 secondes)		Rigidité linéaires (N/mm)																				Déplacement total enregistré au cours des 50K cycles (mm)		Essai à rupture			
			1 ^{er} cycle		3 ^{ème} cycle		10 ^{ème} cycle		50 ^{ème} cycle		100 ^{ème} cycle		10K ^{ème} cycle		20K ^{ème} cycle		30K ^{ème} cycle		40K ^{ème} cycle		50K ^{ème} cycle				Déplacement de la course traverse depuis le lancement de l'essai (phase de pré-chargement comprise) (mm)		Résistance maximale (N)	
	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF	VI	NF
Moyenne	9,61	8,65	306	768	411	930	420	941	422	950	417	956	418	980	415	969	416	959	417	954	348	948	3,77	0,7	13,38	21,58	561	794
Ecart-Types	4,97	1,75	207	468	325	528	328	533	316	540	303	541	235	553	220	549	206	542	197	540	152	534	3,5	0,48	8,26	5,53	138	126
P-Value	0.761		0.066		0.171		0.171		0.171		0.171		0.171		0.257		0.257		0.257		0.261		0.038		0.114		0.066	

Table 21. Tableau de synthèse des moyennes et des écarts-types pour chaque variable étudiée des deux groupes de fixation comparées sur le plan statistique à l'aide de tests non-paramétrique de Mann-Whitney ; VI = Vis d'interférence et NF = NovaFix.

Aucune rupture de l'implant en UHMWPE n'a été constatée (Groupe n°1 et n°2). La localisation et le mode de rupture était toujours les mêmes : glissement de l'implant en UHMWPE soit à l'interface os / implant en UHMWPE / vis d'interférence pour le groupe n°1, soit à l'interface de la partie femelle interne du NovaFix / implant en UHMWPE / partie mâle du NovaFix pour le groupe n°2. Notons cependant quelques variations en termes d'endommagement / abrasion de l'implant en UHMWPE qui était nul pour 3/11, très faible pour 6/11, notable pour 1/11, important pour 1/11 (**Table 22 et Figure 54**). Pour l'essai N2D, lors de l'essai final à rupture, le fémur a glissé dans son milieu d'inclusion à environ 700 N limitant ainsi la résistance maximale à rupture enregistrée pour cet échantillon.

Nom de l'échantillon	Endommagement / abrasion de l'implant en UHMWPE	Système de fixation
N2D	Très faible	Groupe 2
N4G	Très faible	Groupe 2
N5D	Très faible	Groupe 2
N6D	Très faible	Groupe 2
PE1	Très faible	Groupe 1
PE2	Nul	Groupe 1
PE3	Très faible	Groupe 2
N4D	Nul	Groupe 1
N5G	Notable	Groupe 1
N6G	Nul	Groupe 1
N3G	Important	Groupe 2

Table 22. Résultats de l'endommagement / abrasion de l'implant en UHMWPE post-essais biomécaniques, Groupe 1 = Vis d'interférence et Groupe 2 = NovaFix
Définition paramètre d'endommagement / abrasion : Nul = < 5% des fibres rompues ;
Très faible < 10% ; Notable = [10 % ; 50%] ; Important < 50%



Figure 54. Photos de l'endommagement / abrasion de l'implant en UHMWPE post-essais de gauche à droite : N6D ; PE2 ; N4D ; N5G et N3G.

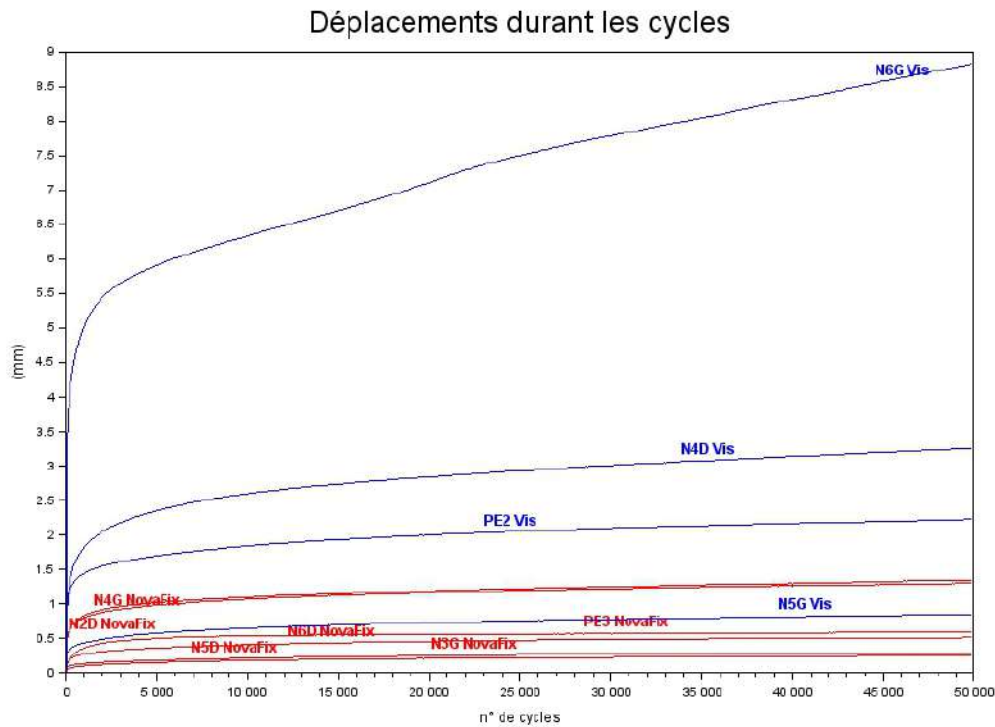


Figure 55. Déplacement au cours des 50K cycles des dix essais biomécaniques. Les courbes bleues représentent les essais du groupe de fixation n°1 par vis d'interférence et les courbes rouges les essais du groupe de fixation n°2 par NovaFix.

L'essai PE1 n'a pas été représenté sur les graphiques (**Figures 55, 56, 57**), car celui-ci a glissé entre le 50^{ème} et le 100^{ème} cycle de fatigue. L'essai N6G présente également un glissement au cours de l'essai en fatigue bien supérieur aux autres (**Figure 55**).

Une différence significative a pu être rapportée suivant l'essai statistique non-paramétrique de Mann-Whitney pour le paramètre de déplacement total enregistré au cours des 50 K cycles entre le groupe de fixation n°1 par vis d'interférence ($3,77 \text{ mm} \pm 3,5 \text{ mm}$) et le groupe de fixation n°2 par NovaFix ($0,7 \text{ mm} \pm 0,48 \text{ mm}$) ($P\text{-Value} = 0.038$) (**Table 21**). Nous constatons également une différence très importante entre la valeur des écarts-types rapportés entre le groupe de fixation n°1 par vis d'interférence, qui est près de 7 fois supérieure à celle du groupe de fixation n°2 par NovaFix.

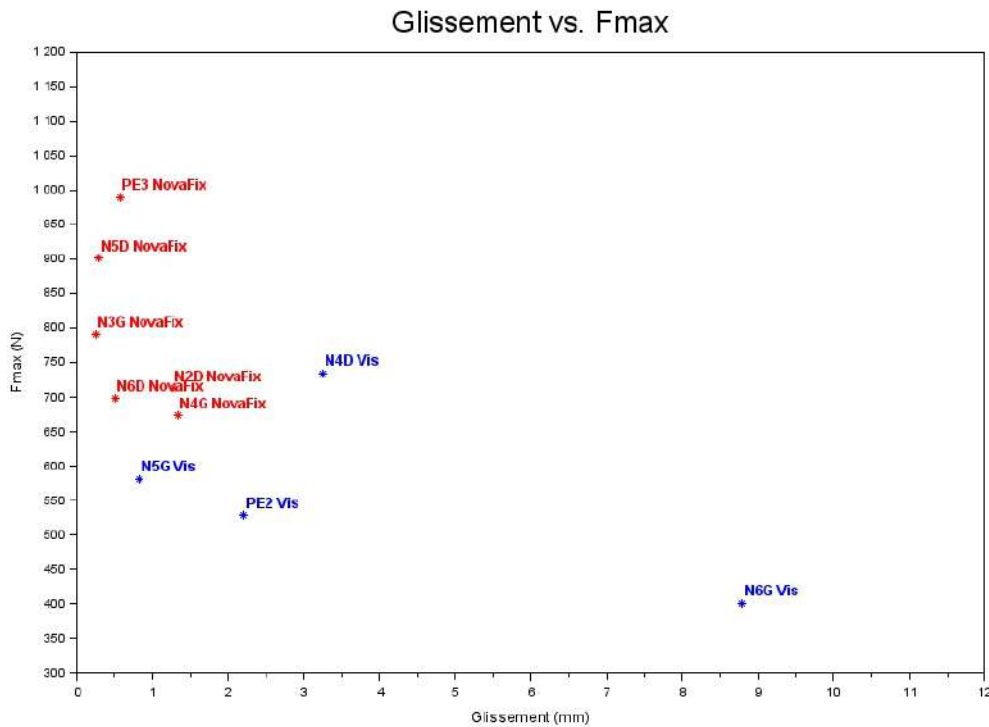


Figure 56. Représentation graphique de la force vs. déplacement atteint à la fin de l'essai d'arrachement quasi-statique pour les 10 échantillons. Les représentations graphiques bleus représentent les essais du groupe de fixation n°1 par vis d'interférence et les représentations graphiques rouges les essais du groupe de fixation n°2 par NovaFix.

Nous constatons un regroupement notable des valeurs de force (min : 673 N ; max : 989 N – **Table 20**) par rapport au déplacement (min : 0,25 mm ; max : 1,33 mm) pour les résultats des essais du groupe de fixation n°2 par NovaFix (**Figure 56**). La représentation graphique de ce même paramètre pour le groupe de fixation n°1 est quant à elle plus hétérogène et dispersée avec l'identification d'un « outlier » : toujours l'essai N6G (401 N atteint à 8,8 mm).

La moyenne des résistances maximales rapportées pour les essais du groupe de fixation n°2 par NovaFix (794 N ± 126 N) est supérieure à celle rapportée pour les essais du groupe de fixation n°1 par vis d'interférence (561 N ± 138 N) (**Table 21**). Cette différence n'a pu être vérifiée statistiquement mais se rapproche de la significativité (*P-Value* = 0,066).

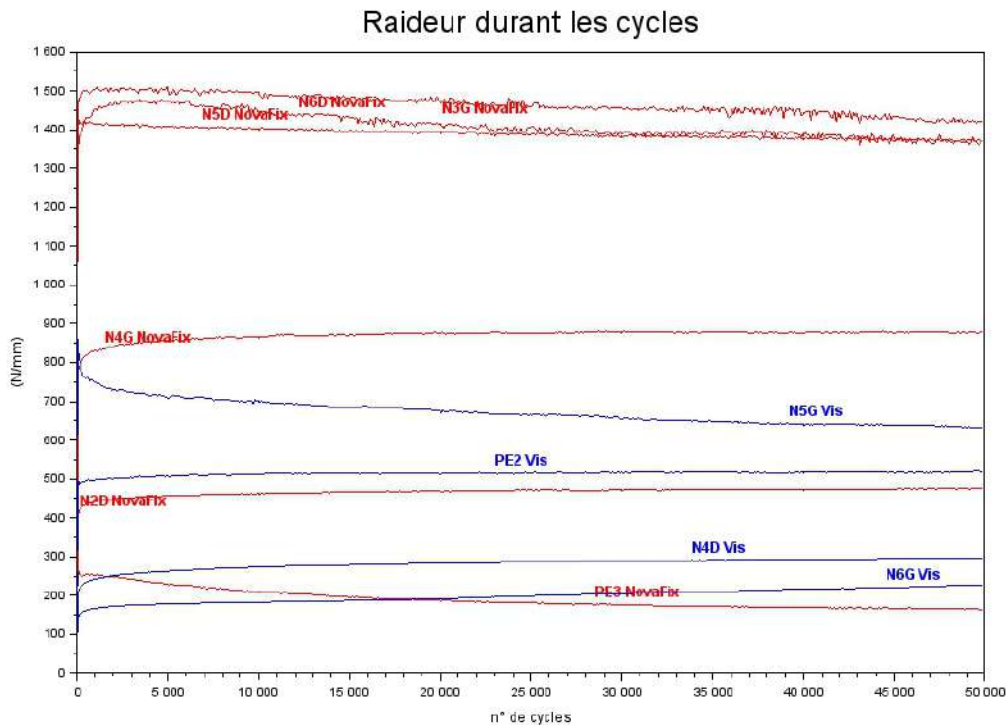


Figure 57. Evolution de la raideur linéaire au cours des 50K cycles pour les dix essais biomécaniques. Les courbes bleus représentent les essais du groupe de fixation n°1 par vis d'interférence et les courbes rouges les essais du groupe de fixation n°2 par NovaFix.

La raideur linéaire augmente au cours des 10 premiers cycles pour tous les essais, à l'exception de l'échantillon PE3 dont la rigidité linéaire diminue entre le 3 et le 7^{ème} cycle de l'essai (**Figure 57**). Puis trois comportements distincts se distinguent :

- Ceux dont la rigidité linéaire continue à augmenter au cours des 50 K cycles : PE2, N4D, N6G et N2D.
- Ceux dont la rigidité linéaire reste stationnaire sur l'intervalle [10 K ; 50 K cycles] : N4G, N5D, N6D et N3G.
- Ceux dont la rigidité linéaire diminue au cours des 50 K cycles : N5G et PE3.

La courbe de raideur linéaire de l'échantillon N5G peut être considéré comme un « outlier » du fait de sa rigidité 3 à 4 fois supérieure aux autres rigidités du groupe de fixation n°1 par vis d'interférence.

A contrario, pour le groupe de fixation n°2 par NovaFix, les valeurs de rigidité linéaire des échantillons PE3 et N2D semblent bien inférieures aux autres valeurs du groupe.

La moyenne des valeurs de rigidité linéaire enregistrées lors du 1^{er} cycle rapportées pour les essais du groupe de fixation n°2 par NovaFix (768 N/mm ± 468 N/mm) est supérieure à celle rapportée pour les essais du groupe de fixation n°1 par vis d'interférence (306 N/mm ± 207 N/mm) (**Table 21**). Cette différence n'a pu être vérifiée statistiquement mais se rapproche de la significativité (*P-Value* = 0,066).

3) Discussion et comparaison des résultats avec l'existant

Discussion des résultats

Le mode de rupture constaté pour les onze essais biomécaniques en régime de fatigue est un glissement de l'implant en UHMWPE à l'interface de son système de fixation en partie tibiale, sans rupture de l'implant. Ces résultats sont cohérents avec ceux rapportés lors d'études biomécaniques évaluant le même implant en UHMWPE (Blanc et al. 2019; Goin et al. 2019; Rafael et al. 2020; Giraud et al. 2021; Goin et al. 2022). 9 des 11 échantillons testés présentaient un délabrement de l'implant en UHMWPE très faible à nul (**Table 22 et Figure 54**).

Après suppressions des jeux résiduels grâce à la phase de précharge à 50N pendant 60s, le déplacement moyen enregistré au cours des 50k cycles (**Table 21**) présente une différence significative en faveur du groupe de fixation (n°2) par NovaFix (0,7 mm ± 0,48 mm) par rapport au groupe de fixation (n°1) par vis d'interférence (3,77 mm ± 3,5 mm) (*P-value* = 0,038). Cette phase de 50k cycles correspond finalement à la primo-fixation mécanique de l'implant en UHMWPE dans la période de post-opératoire immédiat avant qu'une stabilisation secondaire par processus biologique(s) ne vienne renforcer le système de fixation : par ostéo-intégration (Biskup et Conzemius 2020; Barnhart et al. 2016) et fibrose périarticulaire (Griffin 1992; Barnhart 2003; Hart, Hulse, et Slater 2003; Casale et McCarthy 2009; Hulse et al. 2011). Il est majeur qu'à l'issue de la primo-fixation, le glissement de l'implant en UHMWPE reste inférieur à 3mm, seuil accepté comme la limite de fonctionnalité in-situ du système de stabilisation passif du grasset (Loutzenheiser et al. 1995; Wüst et al. 2006). Or nous constatons une différence très importante des écarts-types des déplacements enregistrés au cours des 50k cycles entre le groupe de fixation n°1 par vis d'interférence (±3,5 mm) et celle du groupe de fixation n°2 par NovaFix (±0,48 mm). Ainsi le Novafix remplit l'un des objectifs principaux, à savoir « limiter la variabilité des résultats biomécaniques liée à la pose chirurgicale et aux spécificités anatomiques interindividuelles – **Chapitre n°3, Partie I**. La diminution tant du glissement que de sa variabilité est liée au choix d'une seule interface métal / métal avec le Novafix pour fixer l'implant en UHMWPE, plutôt que l'interface traditionnelle os /métal présente dans les fixations à vis d'interférence.

Le déplacement enregistré durant la phase de pré-charge est aussi un élément majeur pour la définition de recommandations d'usage du système de fixation en pratique clinique in situ. Ainsi, un déplacement moyen pour le système de fixation n°1 par vis d'interférence (9,1 mm ± 4,97 mm) est légèrement supérieur à celui du système de fixation n°2 par vis

NovaFix (8,65 mm \pm 1,75 mm) (**Table 21**). De manière générale, ce déplacement lié à la précharge s'explique par :

- la suppression des jeux résiduels présents dans le montage d'essais.
- l'orientation des fibres tressées de l'implant en UHMWPE suivant l'axe d'application des efforts.
- le glissement de l'implant en UHMWPE à l'intérieur du système de fixation tibiale jusqu'à la fermeture des jeux et des interfaces dans les systèmes de fixation de l'implant.
- une déformation élastique des os à l'interface avec les systèmes de fixation.

Ce glissement enregistré au cours de la phase de pré-chargement montre l'intérêt de développer un ancillaire pour standardiser la mise en tension du ligament, par exemple construit pour reproduire cette phase de précharge (i.e. traction jusqu'à 50 N à une vitesse de 20 mm/min puis maintien des 50 N durant 60 secondes), comme cela est le cas pour les greffons d'ACL en chirurgie humaine (Arneja et al. 2009).

Comparaison des résultats en fatigue avec l'existant :

Nous avons choisi de rappeler ici les études antérieures comparables à nos résultats en fatigue, tant pour des dispositifs de stabilisation passif de l'articulation du grasset/genoux en fatigue publiés en chirurgie humaine (Kousa et al. 2003; Brown et al. 2004; Robert et al. 2015; Scannell et al. 2015a; 2015b; Verioti, Sardelli, et Nguyen 2015; Ettinger et al. 2017; Monaco et al. 2017; Garcés et al. 2019) que vétérinaire (Biskup et al. 2015; Goin et al. 2022; Choate et al. 2012) (**Table 23**).

Domaine	Auteur(s) et année	Modèle ex-vivo	Type d'échantillons testés	Nombre d'échantillons testés	Angle d'application des efforts	Conditions aux limites	Pré-charge	Vitesse course traverse	Min	Max	Nombre de cycles	Fréquence de l'essai	Valeurs considérées					
													Rigidité linéaire	Limite élastique	Résistance maximale	Dplmt associé	Mode de rupture	Autre
Chirurgie humaine	(Kousa et al. 2003)	Porcin	Fémur	60	/	Traction uni-axiale suivant l'axe du forage osseux réalisé	50 N maintenu 10 secs	/	50 N	200 N	1500	2 Hz	✓	X	✓	✓	✓	Rigidité linéaire aux 1 ^{er} , 10 ^{ème} , 50 ^{ème} , 100 ^{ème} , 250 ^{ème} , 500 ^{ème} , 1000 ^{ème} , 1500 ^{ème} cycles
	(Brown et al. 2004)	Humain	Fémurs	18	Fémurs testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixes	/	/	50 N	250 N	1000	1 Hz	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Robert et al. 2015)	Porcin	Tibias	32	Tibias testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixes	70 N maintenu 30 secs	80 mm/min	70 N	220 N	1000	1,33 Hz	X	X	✓	✓	✓	/
	(Scannell et al. 2015a)	Porcin	Fémurs	50	Fémurs testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure à deux degrés de libertés	50 N maintenu 10 secs	/	50 N	200 N	1500	0,5 Hz	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Scannell et al. 2015b)	Porcin	Tibias	40	Tibias testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure à deux degrés de libertés	50 N maintenu 10 secs	/	50 N	200 N	1500	0,5 Hz	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Veriotti, Sardelli, et Nguyen 2015)	Porcin	Tibias	30	Tibias testés dans l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure à deux degrés de libertés	10 cycles [10 ; 50 N] à 1 Hz	/	50 N	250 N	500	1 Hz	✓	X	✓	✓	✓	/
	(Ettinger et al. 2017)	Porcin	Fémurs	80	Fémur à 30° dans le plan sagittal	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure à deux degrés de libertés	60 N maintenu 30 secs	/	60 N	250 N	500	1 Hz	✓	X	✓	✓	X	/
	(Monaco et al. 2017)	Porcin	Grasset	22	Grasset à 45° de flexion correspondant à l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixes	90 N maintenu 5 min	/	90 N	240 N	1000	/	✓	X	✓	✓	X	Déplacement au 100 ^{ème} , 500 ^{ème} et 1000 ^{ème} cycle
	(Garcés et al. 2019)	Porcin	Tibias	40	Tibia à 45° sur le plan sagittal correspondant à l'axe des forages osseux réalisés	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixes	10 cycles [0 ; 50 N] puis maintenu à 50 N durant 60 secs	30 mm/min	Campagne n°1 : 50 N ; Campagne n°2 : 100 N	Campagne n°1 : 250 N ; Campagne n°2 : 300 N	Campagne n°1 : 1000 ; Campagne n°2 : 5000	1 Hz	✓	✓	✓	✓	X	/
Chirurgie vétérinaire	(Choate et al. 2012)	Canin	Fémur	80	Fémurs orientés à 70°	Traction uni-axiale ; mors supérieur et embase inférieure fixes	10 N	50 N/s	25 N	250 N	100	1 Hz	✓	X	✓	✓	✓	Résistance à 3 mm
	(Biskup et al. 2015)	Canin	Grasset	30	Grasset à 135° à l'envers (tibia fixé en partie proximale)	Compression uni-axiale ; embase supérieure fixe et embase inférieure libre sur le plan frontal	10 N maintenu 60 secs	/	10 N	98 N	100	1 Hz	✓	X	✓	✓	✓	Translation fémoro-tibiale
	(Goin et al. 2022)	Canin	Grasset	7	Grasset dans l'axe d'application de la force de traction (180°)	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure pivot	100 N appliqué à 20 mm/min	/	100 N	210 N	100K	0,58 Hz	✓	X	✓	✓	✓	Rigidité linéaire 1 ^{er} , 2 ^{ème} , 10 ^{ème} et 100 ^{ème} cycle
	Manuscrit de thèse Goin 2023	Canin	Grasset	11	Grasset à 135°	Traction uni-axiale ; embases supérieure et inférieure fixes	50 N maintenus 60 secs	/	50 N	250 N	50 K	1 Hz	✓	X	✓	✓	✓	Rigidité linéaire 1 ^{er} , 3 ^{ème} , 10 ^{ème} , 50 ^{ème} , 100 ^{ème} , 10K ^{ème} , 20K ^{ème} , 30K ^{ème} , 40K ^{ème} , 50K ^{ème} cycle

Table 23. Tableau de synthèse bibliographique des études biomécaniques évaluant des dispositifs de stabilisation passif de l'articulation du grasset/genou en fatigue publiées en chirurgie humaine et vétérinaire rapportant des protocoles d'essais biomécaniques similaires

Notre protocole d'évaluation en fatigue diffère peu de ceux de la littérature concernant la gamme de sollicitation [50 N ; 250 N] qui se retrouve dans 11 études sur 13, la fréquence des cycles (1 Hz pour 7 études sur 13). De manière générale, nous retiendrons trois critères d'évaluation de la performance des implants : la rigidité linéaire du montage, le déplacement mesuré assimilable à une déformation du ligament synthétique combiné à son glissement progressif, et la résistance maximale à l'arrachement du montage. Toutefois, des différences majeures apparaissent entre les protocoles, telles que le nombre d'échantillons testés, l'angle de l'articulation et la direction du chargement, les conditions aux limites, ou encore le protocole de pré-charge et le nombre de cycles par essai. Ces différences limiteront de fait la portée de toute comparaison de nos résultats avec cette littérature.

Rigidité linéaire au cours des 50k cycles.

Les moyennes des valeurs de rigidité linéaire enregistrées au cours des 50k cycles rapportées pour les essais du groupe de fixation n°1 par vis d'interférence étaient comprises entre 306 N/mm \pm 206,7 N/mm (1^{er} cycle de traction) et 348 N/mm \pm 151,91 N/mm (50K^{ème} cycle de traction) (**Table 19**). Pour les essais du groupe de fixation n°2 par NovaFix, celles-ci étaient comprises entre 768 N/mm \pm 467,63 N/mm (1^{er} cycle de traction) et 948 N/mm \pm 534,07 N/mm (50K^{ème} cycle de traction) (**Table 20**). La convergence rapide de la raideur montre qu'à priori la reprise des implants n'a pas eu d'effet sur ce critère de performance.

La comparaison de ce paramètre avec l'état de l'art n'est pas possible pour la majorité des études, qui s'appuient sur des auto ou allogreffes au comportement biomécanique différent de notre implant en UHMWPE synthétique. La seule comparaison possible peut être faite avec l'étude publiée par Goin et al. en 2022 (Goin et al. 2022) évaluant le même implant en UHMWPE fixé par 4 vis d'interférence : les valeurs de rigidités linéaires étaient croissantes au cours de l'essai en fatigue, comprises entre 196 N/mm \pm 161 N/mm (1^{er} cycle de traction) et 802 N/mm \pm 73 N/mm (100K^{ème} cycle de traction). Si le groupe de fixation n°1 par deux vis d'interférence montre une raideur bien moindre qu'avec 4 vis d'interférence (Goin et al. 2022), le Novafix offre une raideur finale du même ordre de grandeur et une raideur au premier cycle de traction largement supérieure à tous les systèmes (196 N/mm \pm 161 N/mm vs. 768 N/mm \pm 467,63 N/mm) (Goin et al. 2022).

Déplacement au cours des 50k cycles.

Le déplacement total enregistré au cours des 50 K cycles est significativement différent (*P-Value* = 0.038) entre les deux groupes : par vis d'interférence (3,77 mm \pm 3,5 mm) vs. par NovaFix (0,7 mm \pm 0,48 mm) (**Table 21**). Nos valeurs sont dans la partie basse des données rapportées dans la littérature : entre (0,4 mm \pm 0,2 mm) et (25,5 mm \pm 11 mm)

(Kousa et al. 2003; Brown et al. 2004; Robert et al. 2015; Scannell et al. 2015a; 2015b; Verioti, Sardelli, et Nguyen 2015; Ettinger et al. 2017; Monaco et al. 2017; Garcés et al. 2019; Choate et al. 2012; Biskup et al. 2015; Goin et al. 2022), pour des protocoles différents comme nous l'avons vu. Or ce déplacement augmente légèrement au cours des cycles et dépend de l'amplitude de la sollicitation (malgré une tendance après 1500 cycles (**Chapitre n°1, Partie II, 2), c**)).

Résistance maximale à l'issue des 50k cycles

La moyenne des résistances maximales rapportées pour les essais quasi-statique de traction maximale du groupe de fixation n°2 par NovaFix (794 N ± 126 N) est supérieure à celle rapportée pour les essais du groupe de fixation n°1 par vis d'interférence (561 N ± 138 N) (**Table 21**). Cette différence n'a pu être vérifiée statistiquement mais se rapproche de la significativité (*P-Value* = 0,066).

10 des 13 études présentées dans la **Table 23** ont effectué à l'issue des essais de fatigue un tel test de résistance maximale, malgré des vitesses de chargement différentes (Kousa et al. 2003; Brown et al. 2004; Robert et al. 2015; Scannell et al. 2015a; 2015b; Verioti, Sardelli, et Nguyen 2015; Monaco et al. 2017; Garcés et al. 2019; Biskup et al. 2015). Ces 10 études totalisent l'évaluation biomécanique en fatigue de 40 implants de fixation (ou association d'implants de fixation) et rapportent des résultats compris entre (285 N ± 34 N) (Scannell et al. 2015b) et (2189 N ± 455 N) (Biskup et al. 2015). Les valeurs de résistances maximales sont distribuées de la manière suivante : < 500 N pour 4 systèmes de fixation ; [500 N ; 750 N] pour 15 systèmes de fixation ; [750 N ; 1000 N] pour 13 systèmes de fixation ; > 1000 N pour 8 systèmes de fixation (Kousa et al. 2003; Brown et al. 2004; Robert et al. 2015; Scannell et al. 2015a; 2015b; Verioti, Sardelli, et Nguyen 2015; Monaco et al. 2017; Garcés et al. 2019; Biskup et al. 2015). Aussi, la moyenne des valeurs de résistances maximales à l'arrachement du groupe de fixation n°2 par NovaFix (794 N ± 126 N) (**Table 21**) se trouve proche de la médiane des autres valeurs de ce même paramètre d'évaluation par rapport aux autres systèmes de fixation cités ci-dessus.

Limites associées à la réimplantation des échantillons anatomiques

La rupture prématurée des implants en UHMWPE au début de cette campagne d'essai de fatigue a été un verrou technique à lever afin d'évaluer dans des conditions optimales les deux systèmes de fixation. L'ensemble des essais biomécaniques conduits sur ce type d'implant (à l'exception de notre dernière campagne d'essai en fatigue présentée ci-dessus) avaient été réalisés au laboratoire de biomécanique de VetAgro Sup. La proximité de celui-ci avec le Centre Hospitalier Universitaire Vétérinaire (CHUV), tous deux localisés sur le même site de VetAgro Sup (Marcy l'Etoile), favorisait le travail collaboratif et pluridisciplinaire entre chercheurs et cliniciens lors de la réalisation d'études biomécaniques sur modèle *ex vivo*. En effet, cette proximité nous permettait d'enchaîner : dissection, implantation, inclusion et essais biomécanique en une seule journée. Lors de notre dernière campagne d'essai en régime de fatigue, le site de réalisation des essais (Université Gustave Eiffel, Bron) se trouvait de l'autre côté de Lyon complexifiant ainsi nos habitudes organisationnelles. Nous avons donc fait le choix de dissocier la phase de préparation des échantillons de la campagne d'essai, d'où la congélation des échantillons implantés (implant en UHMWPE sécurisé par deux systèmes de fixation). Les premiers essais ont montré une rupture prématurée des implants en UHMWPE après quelques cycles. Effectivement, (Govaert et Peijs 1995) ont montré que le module de Young et la résistance à rupture d'un tissu de fibres en UHMWPE diminuent avec les température de conservation négative (entre -40 et 0°C).

La collecte de pièces anatomiques canines est longue : plus de 6 mois ont été nécessaires afin de collecter les 12 membres pelviens canins de l'étude. Il n'était donc pas possible d'envisager une nouvelle collecte au regard de la durée de la thèse. Cependant, la réimplantation des échantillons défailants, bien que nécessaire pour mener correctement les essais, concourt de notre point de vue aux limites majeures de cette étude :

- L'extraction des vis a pu endommager l'os, même si nous avons fait le choix d'augmenter le diamètre des nouvelles vis d'interférence (groupe 1) comme cela est préconisé en cas de reprise, en profitant du forage osseux finalement déjà réalisé.
- Diminution de la résistance à l'arrachement due à l'augmentation de diamètre du système de fixation par vis d'interférence pour le groupe n°1 dans des tunnels osseux ayant déjà accueillis des vis d'interférence provoquant ainsi une modification de la structure interne desdits tunnels.
- Les CT-scans à l'issue des primo-implantations ne sont plus pertinents pour vérifier l'implantation de reprise.

Cette phase de réimplantation, réalisée par le Dr. Thibaut CACHON dans les locaux de l'Université Gustave Eiffel, nous a toutefois permis de mettre en évidence une problématique propre au système de fixation tibiale par NovaFix : la difficulté d'appliquer un couple de serrage satisfaisant de la partie mâle à l'intérieur de la partie femelle du NovaFix (**Figure 42 et 43**). En effet, l'empreinte initiale de la partie mâle entraînait la partie femelle du NovaFix. D'où le développement d'un ancillaire spécifique de maintien de la partie femelle (**Annexe n°3**).

Lors de la réimplantation de l'échantillon PE1, un trait de refend du transcortex a été provoqué par l'insertion de la vis tibiale perpendiculaire de reprise. Cette complication iatrogène est normalement traitée en per-opératoire avec l'usage d'haubanages réalisés à l'aide de cerclages en inox permettant la compression des parties osseuses séparées par le trait de refend (Maritato et Barnhart 2019). Si ce traitement ne pouvait pas être réalisée dans notre situation (au risque d'altérer le comportement de la pièce), cet échantillon a cependant montré un glissement prématuré de l'implant en UHMWPE à l'interface os / implant / vis d'interférence entre le 50^{ème} et le 100^{ème} cycle de fatigue. Parce que le principe de fixation par vis d'interférence est uniquement basé sur la compression de l'implant en UHMWPE à l'intérieur du tunnel, ce résultat montre qu'un endommagement du site d'implantation (tel qu'un trait de refend) peut conduire à une diminution drastique de la résistance à l'arrachement.

Conclusions générales et perspectives

Ce manuscrit de thèse fait la synthèse de 3 ans de recherche autour de l'évaluation biomécanique de dispositifs de fixation d'un implant en UHMWPE pour la reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC, avec pour objectif l'amélioration sur le plan biomécanique de cette technique de stabilisation passive du grasset chez le chien.

Nous avons d'abord passé en revue l'état de l'art antérieur sur les spécificités, avantages, inconvénients et limites des différentes techniques chirurgicales pouvant être employées par le chirurgien vétérinaire dans le cadre du traitement de la rLCC chez le chien.

Ainsi, une pléthore de techniques chirurgicales compose le panel thérapeutique à disposition du chirurgien vétérinaire pour traiter les rLCC. Aujourd'hui, chez les grands chiens (> 15 Kg), 78% des chirurgies sont réalisées par TPLO, 13,9% par TTA, 5,9% par LFS et 1,6% par Tightrope. Chez les petits chiens (< 15 Kg), 63,4% des chirurgies sont réalisées par stabilisation extra-articulaire, 32,9% par techniques d'ostéotomies et 6,8% par techniques intra-articulaire. Toutes ces techniques de stabilisation du grasset, qu'elles soient dites actives ou passives, présentent des limites et des taux de complications allant de 8,4 à 67,7%. Ces résultats montrent la progression encore possible pour identifier un traitement des rLCC chez les chiens de tout gabarit et qui saura répondre aux multiples attentes des chirurgiens vétérinaires. D'autant que la mouvance scientifique vétérinaire actuelle tend vers des chirurgies orthopédiques minimalement invasives, et voit l'usage de l'arthroscopie interventionnelle se démocratiser.

Nous avons ensuite réalisé une étude approfondie des méthodes d'évaluations biomécaniques et mécaniques des techniques de stabilisation passive de l'articulation du genou / grasset conduites tant en chirurgie humaine que vétérinaire : l'objectif était d'identifier les caractéristiques d'un protocole d'essais pour l'évaluation biomécanique en quasi-statique et en fatigue de notre système de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC.

Ainsi, nous avons pu mettre en évidence l'importance : (i) d'associer la mesure du déplacement issu de la course traverse avec un autre capteur tel qu'un extensomètre ou bien à une mesure optique afin de déterminer avec précision le déplacement / allongement ou glissement de notre région d'intérêt évaluée au cours des essais biomécaniques i.e. l'implant synthétique verrouillé dans son système de fixation (67 études publiées sur 78 se basent uniquement sur les valeurs de déplacement issue de la course traverse). (ii) de préciser, mais surtout d'utiliser une cellule de force dont la gamme de mesure correspond aux valeurs que nous souhaitons mesurer. (iii) de spécifier et de choisir le protocole de

pré-chargement adapté au type d'implant de fixation qui sera évalué. En plus de ces trois paramètres nécessitant une attention particulière, l'étude de l'état de l'art antérieur nous a permis de définir les tendances scientifiques à implémenter dans les protocoles d'essais biomécaniques conduits au cours de la thèse. Aussi, le choix de réaliser des essais quasi-statiques suivant l'axe mécanique du tibia i.e. 180° associé à un pré-chargement de 10 N a été retenu. En ce qui concerne les essais biomécaniques en fatigue, le choix de réaliser des essais sur grasset canins maintenus à 135° dans des embases fixes a été retenu également. Enfin, le choix d'appliquer un pré-chargement de 50 N puis de solliciter le système de reconstruction synthétique du LCC sur la gamme de sollicitation [50 N ; 250 N] a aussi été adopté.

Ces différentes étapes de compréhension, de recherche et d'amélioration de la technique de reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC ont donné lieu à la publication de 5 abstracts présentés dans des congrès internationaux et de 1 article de recherche avec pour principales conclusions issues de ces études :

- La résistance maximale de fixation d'un implant synthétique avec un modèle de fixation à 4 vis d'interférence est plus élevée qu'avec 3 vis d'interférence, elle-même plus élevée que dans un modèle de fixation à 2 vis d'interférence.
- Ce système de reconstruction synthétique du LCC ne rapporte aucune différence significative en ce qui concerne sa résistance maximale comparée à celle du LCC physiologique.
- Cette technique de reconstruction synthétique du LCC est contre-indiquée sur les chiens immatures d'un point de vue squelettique.
- La résistance en fatigue de l'implant synthétique fixé à l'aide de 4 vis d'interférence est satisfaisante du point de vue du glissement de l'implant, avec un déplacement inférieur à 3 mm enregistré à la fin de 5 essais sur 7.
- L'évaluation des performances biomécaniques de la technique, jusqu'à présent basée sur la résistance mécanique maximale à l'arrachement, peut-être améliorée en introduisant une évaluation de l'effort nécessaire pour un glissement de 3 mm, correspondant au déplacement antéro-postérieur maximal tolérable in situ.
- Il existe une plus-value en termes de résistance biomécanique à associer la technique d'implantation « In-Out » des vis d'interférence comparée à la technique « Out-In ».
- La zone de faiblesse de la reconstruction synthétique du LCC est localisée en partie tibiale.
- Des variations de résistance à l'arrachement sont rapportées avec l'usage de vis d'interférence employées comme système de fixation qui est basé sur la

compression de l'implant synthétique à l'intérieur de tunnels osseux. Ces différences peuvent être issues de variations d'implantation de la technique sur pièces anatomiques par l'opérateur. Cependant, la variabilité de qualité osseuse inter-spécimens est également posée comme une hypothèse concomitante.

- Il existe une plus-value en termes de résistance biomécanique à associer un implant en UHMWPE prémonté avec un bouton cortical comparé à un implant en UHMWPE standard.
- L'usage d'une interface de fixation en nylon au contact d'un implant synthétique en UHMWPE n'est pas une solution viable présentant une résistance en arrachement satisfaisante ; nous avons cependant poursuivi notre réflexion sur l'intérêt d'une interface de fixation pour limiter les risques d'arrachement.

Cette quantification de la performance des systèmes existants de fixation d'un implant en UHMWPE a conduit à formaliser des critères pour le développement d'un nouvel implant de fixation tibiale « NovaFix » (**Chapitre n°3, Partie I – Cf. Table ci-après**).

Nous avons ensuite, sur la base de la revue de littérature, développé des protocoles expérimentaux pour l'évaluation biomécanique et mécanique en quasi-statique et en fatigue des techniques de stabilisation passive de l'articulation du grasset / genou chez l'homme et chez le chien. Ces essais ont permis d'éprouver les performances du nouvel implant « NovaFix » au regard du cahier des charges (**Cf. Table ci-après**).

Objectifs de l'implant de fixation « NovaFix »	Essais d'implantation sur pièces anatomiques	Essais en quasi-statique	Essais en fatigue
Limiter le déplacement cranio-caudal (i.e. tiroir) à 3 mm pour un effort en traction de 1000 N et en fin d'essais de fatigue.	/	/	✓
Limiter la variabilité des résultats biomécaniques liée à la pose chirurgicale et aux spécificités anatomiques interindividuelles.	/	✓	✓
Simplifier la technique chirurgicale par arthrotomie afin de réduire le temps opératoire : (nombre de gestes chirurgicaux et quantité d'ancillaires). Le nouveau dispositif sera compatible avec une approche sous arthroscopie.	✓	/	/
Préserver l'intégrité du ligament synthétique à l'implantation de la fixation.	✓	✓	✓
Permettre la reconstruction du ligament chez le chien mature (d'un point de vue squelettique) entre 20-80 kg.	✓	✓	✓
Assurer des performances au moins équivalentes aux dispositifs existants, en statique et en fatigue avec valorisation scientifique des résultats	/	🕒...	🕒...

A noter que la valorisation scientifique des résultats biomécaniques du NovaFix (en quasi-statique et en fatigue) est envisagée depuis le dépôt du brevet (date de dépôt : 22/05/2023).

Perspectives biomécaniques.

Le premier travail à mener concerne le renforcement de nos conclusions, (i) d'abord en augmentant le nombre d'échantillons testés suivant les mêmes protocoles pour confirmer les tendances statistiques proches de la significativité, (ii) ensuite en vérifiant le rôle de la qualité osseuse sur la performance des implants (même si les 2 groupes de dispositifs ont été implantés sur les grassets droit et gauche de mêmes spécimens pour limiter un biais lié à la qualité osseuse) grâce aux CT scans calibrés réalisés en post—priomo-implantations, (iii) enfin en quantifiant l'allongement réel de l'implant en UHMWPE grâce au traitement des données de suivi par stéréo-corrélation de mires placées autour des insertions de l'implant, pour corriger une possible déformation de l'os en flexion (ce qui devrait améliorer encore les performances du NovaFix, en réduisant encore le glissement mesuré à l'issue des 50k cycles tout en augmentant la raideur de l'assemblage).

Perspectives cliniques.

Les excellentes performances obtenues à partir des essais de validation biomécanique présentés dans ce travail de recherche nous permettent d'envisager une perspective clinique à ce nouvel implant. Ce travail n'a pas pu débuter dans le cadre de la thèse comme espéré, son déroulé ayant été bouleversé par la pandémie de Covid 19. Cependant, certains axes de réflexions d'ordre clinique peuvent d'ores et déjà être évoqués :

- A quel gabarit / taille de chien s'adresse le système de fixation NovaFix pour le traitement d'une rLCC avec l'implant en UHMWPE ? Si le NovaFix n'est actuellement disponible qu'en une seule taille adaptée aux chiens supérieurs à 25 Kg, une déclinaison en plusieurs tailles inférieures est à l'étude.
- Quel type de rupture du LCC sera compatible avec l'indication d'usage d'une reconstruction intra-articulaire synthétique à l'aide d'un implant en UHMWPE associé au système de fixation NovaFix ? Différence entre rupture traumatique vs. chronique du LCC ? Atteintes ligamentaires multiples i.e. entorse grave du grasset ?
- La tolérance d'un implant en UHMWPE en partie intra-articulaire sera-t-elle bonne sur le long terme ?
- L'utilisation d'un implant en UHMWPE devra-t-il être contre-indiqué en cas de risque septique ?
- Quelles seront les bonnes ou mauvaises indications de l'usage d'un implant en UHMWPE associé au NovaFix comme traitement de la rLCC chez le chien ?

Ouverture

Le NovaFix a été développé pour pallier à la faiblesse du système de fixation tibiale historiquement réalisé à l'aide d'une vis d'interférence dans le cadre de la reconstruction intra-articulaire synthétique du LCC chez le chien. Ce nouvel implant de fixation pourrait avoir d'autres indications dans le cadre des reconstructions ligamentaires synthétiques, par exemple pour la reconstruction du ligament croisé caudal (grasset), ligament collatéral médial (grasset), ligament rond (hanche), ligament gleno-huméral médial (épaule) etc.

Références

- Agostinho, F. S., S. C. Rahal, N. S. M. L. Miqueleto, M. R. Verdugo, L. R. Inamassu, et A. O. El-Warrak. 2011. « Kinematic Analysis of Labrador Retrievers and Rottweilers Trotting on a Treadmill ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T* 24 (3): 185-91.
- Aisa, Josep, Ignacio Calvo, Conor T. Buckley, et Barbara M. Kirby. 2014. « Mechanical Comparison of Loop and Crimp Configurations for Extracapsular Stabilization of the Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle: Mechanical Comparison of Loop and Crimp Configurations ». *Veterinary Surgery*, juillet.
- Ait Aouit, D., M. Thourot, M. Manassero, V. Viateau, S. Guerard, F. Billuart, et D. Mitton. 2009. « Biomechanical Experiments on Artificial Ligaments for the ACL Reconstruction ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12 (sup1): 31-32.
- Aktay, Sevima A., et Michael P. Kowaleski. 2011. « Analysis of Suture Anchor Eyelet Position on Suture Failure Load: Suture Anchor Eyelet Position ». *Veterinary Surgery* 40 (4): 418-22.
- Alm, A, et B Strömberg. 1974. « Vascular Anatomy of the Patellar and Cruciate Ligaments. A Microangiographic and Histologic Investigation in the Dog ». *Acta Chirurgica Scandinavica Supplementum* 445 (janvier): 25-35.
- Amiel, D., E. Billings, et F. L. Harwood. 1990. « Collagenase activity in anterior cruciate ligament: protective role of the synovial sheath ». *Journal of Applied Physiology* 69 (3): 902-6.
- Anderson, C. Collins, James L. Tomlinson, William R. Daly, William L. Carson, John T. Payne, et Colette C. Wagner-Mann. 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* 27 (6): 533-39.
- Andersson, C., M. Odensten, L. Good, et J. Gillquist. 1989. « Surgical or Non-Surgical Treatment of Acute Rupture of the Anterior Cruciate Ligament. A Randomized Study with Long-Term Follow-Up. ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 71 (7): 965-74.
- Aoki, Akira, Shinji Imade, et Yuji Uchio. 2019. « Effect of the Positional Relationship between the Interference Screw and the Tendon Graft in the Bone Tunnel in Ligament Reconstruction ». *Journal of Orthopaedic Surgery* 27 (1): 230949901882222.
- Arneja, Shalinder, Mark O. McConkey, Kishore Mulpuri, Patrick Chin, Michael K. Gilbert, William D. Regan, et Jordan M. Leith. 2009. « Graft Tensioning in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of Randomized Controlled Trials ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 25 (2): 200-207.
- Arnoczky. 1979. « The over-the-top procedure: A technique for anterior cruciate ligament substitution in the dog ». *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 15: 283-90.
- Arnoczky, S. P., et J. L. Marshall. 1981. « Pathomechanics of Cruciate and Meniscal Injuries [Dog, Veterinary Surgery]. »
- Arnoczky, S. P., R. M. Rubin, et J. L. Marshall. 1979. « Microvasculature of the Cruciate Ligaments and Its Response to Injury. An Experimental Study in Dogs. » *JBJS* 61 (8): 1221.
- Arnoczky, Steven P., Russell F. Warren, et Joseph P. Minei. 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* 14 (1): 1-6.
- Ballagas, Antonio J., Ronald D. Montgomery, Ralph A. Henderson, et Robert Gillette. 2004. « Pre- and Postoperative Force Plate Analysis of Dogs with Experimentally Transected Cranial Cruciate Ligaments Treated Using Tibial Plateau Leveling Osteotomy ». *Veterinary Surgery* 33 (2): 187-90.
- Baltzer, Wendy I., Kurt S. Schulz, Susan M. Stover, Ken T. Taylor, et Philip H. Kass. 2001. « Biomechanical Analysis of Suture Anchors and Suture Materials Used for Toggle Pin Stabilization of Hip Joint Luxation in Dogs ». *American Journal of Veterinary Research* 62 (5): 721-28.
- Banwell, Max N., Sharon C. Kerwin, Giselle Hosgood, Cheryl S. Hedlund, et John B. Metcalf. 2005. « In Vitro Evaluation of the 18 and 36 Kg Securos Cranial Cruciate Ligament Repair Systemtm ». *Veterinary Surgery* 34

(3): 283-88.

Barnhart, M. D., K. Maritato, K. Schankereli, H. Wotton, et S. Naber. 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* 29 (6): 491-98.

Barnhart, Matthew, Brian Bufkin, et Alan Litsky. 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* 32 (02): 112-16.

Barnhart, Matthew D. 2003. « Results of Single-Session Bilateral Tibial Plateau Leveling Osteotomies as a Treatment for Bilaterally Ruptured Cranial Cruciate Ligaments in Dogs: 25 Cases (2000–2001) ». *Journal of the American Animal Hospital Association* 39 (6): 573-78.

Barnhart, Matthew D, David Getzy, et David W Gardiner. 2018. « Histologic Analysis of Retrieved Synthetic Ligaments Implanted in Dogs for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Disease ». *Journal of Veterinary Science & Medical Diagnosis* 07 (01).

Barone, Robert. 1999a. *Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome 1: Ostéologie*. Paris: Vigot Freres.

———. 1999b. *Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome 2: Arthologie et myologie*. Paris: Vigot Freres.

Barrett, Gene R., Kurre Lubber, William H. Replogle, et Josie L. Manley. 2010. « Allograft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in the Young, Active Patient: Tegner Activity Level and Failure Rate ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 26 (12): 1593-1601.

Benadi, Sahar. 2022. « Apports de modèles statistiques à la prédiction de risque de rupture des ligaments du genou lors d'un accident piéton. » Lyon 1.

Ben-Amotz, Ron, et David L. Dycus. 2021. *Complications in Canine Cranial Cruciate Ligament Surgery*. John Wiley & Sons.

Bergh, M. S., et B. Peirone. 2012. « Complications of Tibial Plateau Levelling Osteotomy in Dogs ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 25 (05): 349-58.

Biskup, Jeffery J., Daniel G. Balogh, Kevin H. Haynes, Andy L. Freeman, et Michael G. Conzemius. 2015. « Mechanical Strength of Four Allograft Fixation Techniques for Ruptured Cranial Cruciate Ligament Repair in Dogs ». *American Journal of Veterinary Research* 76 (5): 411-19.

Biskup, Jeffery J., et Michael G. Conzemius. 2020. « Long-term Arthroscopic Assessment of Intra-articular Allografts for Treatment of Spontaneous Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Dog ». *Veterinary Surgery* 49 (4): 764-71.

Blanc, Q., B. Goin, P. Rafael, P. Moissonnier, C. Carozzo, P. Buttin, T. Cachon, et E. Viguier. 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* 22 (sup1): S102-4.

Böddeker, J., S. Drüen, A. Meyer-Lindenberg, M. Fehr, I. Nolte, et P. Wefstaedt. 2012. « Computer-Assisted Gait Analysis of the Dog: Comparison of Two Surgical Techniques for the Ruptured Cranial Cruciate Ligament ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 25 (01): 11-21.

Boisse, P., A. Gasser, et G. Hivet. 2001. « Analyses of Fabric Tensile Behaviour: Determination of the Biaxial Tension-Strain Surfaces and Their Use in Forming Simulations ». *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing* 32 (10): 1395-1414.

Bolia, A., et P. Böttcher. 2015. « Arthroscopic Assisted Femoral Tunnel Drilling for the Intra-Articular Anatomic Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in Dogs ». *Tierärztliche Praxis Ausgabe K: Kleintiere / Heimtiere* 43 (5): 299-308.

Bolia, A., P. Winkels, et P. Böttcher. 2015. « Radiographic Location of the Femoral Footprint of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs ». *Tierärztliche Praxis Ausgabe K: Kleintiere / Heimtiere* 43 (01): 23-30.

- Boudrieau, Randy J. 2009. « Tibial Plateau Leveling Osteotomy or Tibial Tuberosity Advancement? » *Veterinary Surgery* 38 (1): 1-22.
- Bracco, Pierangiola, Anuj Bellare, Alessandro Bistolfi, et Saverio Affatato. 2017. « Ultra-High Molecular Weight Polyethylene: Influence of the Chemical, Physical and Mechanical Properties on the Wear Behavior. A Review ». *Materials* 10 (7): 791.
- Brand, Jeff C., David Pienkowski, Eric Steenlage, Doris Hamilton, Darren L. Johnson, et David N. M. Caborn. 2000. « Interference Screw Fixation Strength of a Quadrupled Hamstring Tendon Graft Is Directly Related to Bone Mineral Density and Insertion Torque ». *The American Journal of Sports Medicine* 28 (5): 705-10.
- Brink, E. J. C. van den. 2014. « Treatment of Cranial Cruciate Ligament Rupture with the Ligament Augmentation and Reconstruction System (LARS) in Dogs: An in Vitro Study ». Master Thesis.
- Brown, Charles H., David R. Wilson, Aaron T. Hecker, et Mike Ferragamo. 2004. « Graft-Bone Motion and Tensile Properties of Hamstring and Patellar Tendon Anterior Cruciate Ligament Femoral Graft Fixation under Cyclic Loading ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 20 (9): 922-35.
- Bruce, W. J., A. Rose, J. Tuke, et G. M. Robins. 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: V.C.O.T* 20 (3): 159-68.
- Bryan, James M., Bernard R. Bach, Charles A. Bush-Joseph, Ian M. Fisher, et K.Y. Hsu. 1996. « Comparison of "inside-out" and "Outside-in" Interference Screw Fixation for Anterior Cruciate Ligament Surgery in a Bovine Knee ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 12 (1): 76-81.
- Burgess, Richard, Steve Elder, Ron McLAUGHLIN, et Peter Constable. 2010. « In Vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of FiberWire, FiberTape, OrthoFiber, and Nylon Leader Line for Potential Use During Extraarticular Stabilization Of Canine Cruciate Deficient Stifles ». *Veterinary Surgery* 39 (2): 208-15.
- Butler, David L., Donald A. Hulse, Matthew D. Kay, Edward S. Grood, Peter K. Shires, Robert D'Ambrosia, et Hiromu Shoji. 1983. « Biomechanics of Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in the Dog II. Mechanical Properties ». *Veterinary Surgery* 12 (3): 113-18.
- Buttin, Philippe, Bastien Goin, Antonin Re, Eric Viguier, Michel Massenzio, Yoann Lafon, et Thibaut Cachon. 2023. « Ex-Vivo Biomechanical Analysis of an Original Repair of Canine Calcaneal Tendon Rupture Using a Synthetic Implant as Mechanical Support Fixed by Sutures in the Proximal Tendinous Part and by an Interference Screw in the Bone Distal Part ». *Open Veterinary Journal* 13 (5): 645.
- Cabano, Nic R., Kevin L. Troyer, Ross H. Palmer, Christian M. Puttlitz, et Brandon G. Santoni. 2011. « Mechanical Comparison of Two Suture Constructs For Extra-Capsular Stifle Stabilization: Mechanical Comparison of Suture Constructs ». *Veterinary Surgery* 40 (3): 334-39.
- Calvo, I., J. Aisa, D. Chase, P. Garcia-Fernandez, F. San Roman, et D. Bennett. 2014. « Tibial Tuberosity Fracture as a Complication of Tibial Tuberosity Advancement ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 27 (02): 148-54.
- Campbell, Kathryn A., John T. Payne, Michael T. Doornink, et Jamie Haggerty. 2016. « Outcome of Tibial Closing Wedge Osteotomy in 55 Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifles of Small Dogs (<15 Kg): Tibial Closing Wedge Osteotomy in Small Dogs ». *Veterinary Surgery* 45 (8): 1056-62.
- Casale, Sue A., et Robert J. McCarthy. 2009. « Complications Associated with Lateral Fabelotibial Suture Surgery for Cranial Cruciate Ligament Injury in Dogs: 363 Cases (1997–2005) ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 234 (2): 229-35.
- Chang, Spencer K. Y., Darren K. Egami, Mark D. Shaieb, Darryl M. Kan, et Allen B. Richardson. 2003. « Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Allograft versus Autograft ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 19 (5): 453-62.
- Chatelain, E. 1991. *Arthrologie et Myologie du membre pelvien*. Laboratoire d'Anatomie de l'ENVL.
- Chen, Neal C., Jeff C. Brand, et Charles H. Brown. 2007. « Biomechanics of Intratunnel Anterior Cruciate Ligament Graft Fixation ». *Clinics in Sports Medicine* 26 (4): 695-714.

Cheng, Jin, Siddhartha Venkata Paluvadi, SungJae Lee, SeungJin Yoo, Eun-Kyoo Song, et Jong-Keun Seon. 2018. « Biomechanical Comparisons of Current Suspensory Fixation Devices for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *International Orthopaedics* 42 (6): 1291-96.

Chivot, M., S. Harrosh, F. Kelberine, M. Pithioux, J.-N. Argenson, et M. Ollivier. 2018. « Résistance à l'arrachement de quatre systèmes de fixation tibiale dans les reconstructions du ligament croisé antérieur ». *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 104 (2): 147-52.

Choate, Christina J., Daniel D. Lewis, Bryan P. Conrad, Mary Beth Horodyski, et Antonio Pozzi. 2013. « Assessment of the Craniocaudal Stability of Four Extracapsular Stabilization Techniques during Two Cyclic Loading Protocols: A Cadaver Study: Cyclic Loading of Extracapsular Techniques ». *Veterinary Surgery*, août.

Choate, Christina J., Antonio Pozzi, Daniel D. Lewis, Caleb C. Hudson, et Bryan P. Conrad. 2012. « Mechanical Properties of Isolated Loops of Nylon Leader Material, Polyethylene Cord, and Polyethylene Tape and Mechanical Properties of Those Materials Secured to Cadaveric Canine Femurs via Lateral Femoral Fabellae, Toggles Placed through Bone Tunnels, or Bone Anchors ». *American Journal of Veterinary Research* 73 (10): 1519-29.

Christopher, Scott A., Jodi Beetem, et James L. Cook. 2013. « Comparison of Long-Term Outcomes Associated With Three Surgical Techniques for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs: Long-Term Outcomes Associated With Surgical Techniques for CCL Disease ». *Veterinary Surgery* 42 (3): 329-34.

Cocca, Christina J., Daniel J. Duffy, Mariana E. Kersh, et George E. Moore. 2020. « Influence of Interlocking Horizontal Mattress Epitendinous Suture Placement on Tendinous Biomechanical Properties in a Canine Common Calcaneal Laceration Model ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 33 (03): 205-11.

Comerford, E., K. Forster, K. Gorton, et T. Maddox. 2013. « Management of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Small Dogs: A Questionnaire Study ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 26 (06): 493-97.

Comerford, E. J., K. Smith, et K. Hayashi. 2011. « Update on the Aetiopathogenesis of Canine Cranial Cruciate Ligament Disease ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 24 (2): 91-98.

Comerford, Eithne J., John F. Tarlton, John F. Innes, Kenneth A. Johnson, Andrew A. Amis, et Allen J. Bailey. 2005. « Metabolism and Composition of the Canine Anterior Cruciate Ligament Relate to Differences in Knee Joint Mechanics and Predisposition to Ligament Rupture ». *Journal of Orthopaedic Research* 23 (1): 61-66.

Conzemius, M. G., C. M. Hill, J. L. Sammarco, et S. Z. Perkowski. 1997. « Correlation between Subjective and Objective Measures Used to Determine Severity of Postoperative Pain in Dogs. ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 210 (11): 1619-22.

Cook, James L. 2010. « Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs: Biology versus Biomechanics: Biology versus Biomechanics ». *Veterinary Surgery* 39 (3): 270-77.

Cook, James L., Jill K. Luther, Jodi Beetem, Josh Karnes, et Cristi R. Cook. 2010. « Clinical Comparison of a Novel Extracapsular Stabilization Procedure and Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs: TightRope for CCL in Dogs ». *Veterinary Surgery* 39 (3): 315-23.

Cook, James L., Patrick A. Smith, James P. Stannard, Ferris M. Pfeiffer, Keiichi Kuroki, Chantelle C. Bozynski, et Cristi R. Cook. 2015. « A Canine Hybrid Double-Bundle Model for Study of Arthroscopic ACL Reconstruction ». *Journal of Orthopaedic Research* 33 (8): 1171-79.

Cook, James, Pat Smith, James Stannard, Ferris Pfeiffer, Keiichi Kuroki, Chantelle Bozynski, et Cristi Cook. 2017. « A Canine Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Model for Study of Synthetic Augmentation of Tendon Allografts ». *The Journal of Knee Surgery* 30 (07): 704-11.

Costa, Mario, Diane Craig, Tony Cambridge, Peter Sebestyen, Yuhua Su, et Maria A. Fahie. 2017. « Major Complications of Tibial Tuberosity Advancement in 1613 Dogs: COSTA et Al. ». *Veterinary Surgery* 46 (4): 494-500.

De Rooster, Hilde, Tanya De Bruin, et Henri Van Bree. 2006. « INVITED REVIEW?Morphologic and Functional Features of the Canine Cruciate Ligaments ». *Veterinary Surgery* 35 (8): 769-80.

De Smedt, M. 1998. « Les prothèses du ligament croisé antérieur: analyse d'un échec. ». *Acta orthopaedica*
Page 162

belgica, n° 64.4: 422-33.

Denny, H. R., et A. E. Goodship. 1980. « Replacement of the Anterior Cruciate Ligament with Carbon Fibre in the Dog ». *Journal of Small Animal Practice* 21 (5): 279-86.

Dickinson, C. R., et D. M. Nunamaker. 1977. « Repair of Ruptured Anterior Cruciate Ligament in the Dog: Experience of 101 Cases, Using a Modified Fascia Strip Technique [Surgical Techniques] ». *Journal - American Veterinary Medical Association (USA)*.

Dominguez, Jesus H., et Lawrence G. Raisz. 1979. « Effects of Changing Hydrogen Ion, Carbonic Acid, and Bicarbonate Concentrations on Bone Resorption in Vitro ». *Calcified Tissue International* 29 (1): 7-13.

Dommelen, J. A. W. van, M. Minary Jolandan, B. J. Ivarsson, S. A. Millington, M. Raut, J. R. Kerrigan, J. R. Crandall, et D. R. Diduch. 2005. « Pedestrian Injuries: Viscoelastic Properties of Human Knee Ligaments at High Loading Rates ». *Traffic Injury Prevention* 6 (3): 278-87.

Doom, M., T. de Bruin, H. de Rooster, H. van Bree, et E. Cox. 2008. « Immunopathological Mechanisms in Dogs with Rupture of the Cranial Cruciate Ligament ». *Veterinary Immunology and Immunopathology* 125 (1-2): 143-61.

Dorlot, J.-M., M. Ait Ba Sidi, G. M. Tremblay, et G. Drouin. 1980. « Load Elongation Behavior of the Canine Anterior Cruciate Ligament ». *Journal of Biomechanical Engineering* 102 (3): 190-93.

Duerr, Felix M., Colleen G. Duncan, Roman S. Savicky, Richard D. Park, Erick L. Egger, et Ross H. Palmer. 2007. « Risk factors for excessive tibial plateau angle in large-breed dogs with cranial cruciate ligament disease ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 231 (11): 1688-91.

Dürselen, Lutz, Lutz Claes, Anita Ignatius, et Siegfried Rübenacker. 1996. « Comparative Animal Study of Three Ligament Prostheses for the Replacement of the Anterior Cruciate and Medial Collateral Ligament ». *Biomaterials* 17 (10): 977-82.

Dyce, K., W. Sack, et C. J. G. Wensing. 2009. *Textbook of veterinary anatomy*. 4th edition. Saunders. Elsevier.

Elkins, A. D., R. Pechman, M. T. Kearney, et M. Herron. 1991. « A Retrospective Study Evaluating the Degree of Degenerative Joint Disease in the Stifle Joint of Dogs Following Surgical Repair of Anterior Cruciate Ligament Rupture ». *Journal of the American Animal Hospital Association* 27 (septembre).

Engdahl, Karolina S., Gudrun S. Boge, Annika F. Bergström, Elena R. Moldal, et Odd V. Höglund. 2021. « Risk Factors for Severe Postoperative Complications in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Disease – A Survival Analysis ». *Preventive Veterinary Medicine* 191 (juin): 105350.

Erivan, Roger, Guillaume Villatte, Matthieu Ollivier, Stéphane Descamps, et Stéphane Boisgard. 2018. « Update on the Supply and Use of Allografts in Locomotor System Pathologies in France ». *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR* 104 (7): 1125-30.

Ettinger, M., T. Werner-Lebeda, T. Calliess, M. Omar, C. Becher, M. Ezechieli, M. Klintschar, et M. Petri. 2017. « Femoral Interference Screw Fixation of Hamstring and Quadriceps Tendons for ACL Reconstruction ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 25 (4): 1241-48.

Everts, Vincent, Erwin van der Zee, Laura Creemers, et Wouter Beertsen. 1996. « Phagocytosis and Intracellular Digestion of Collagen, Its Role in Turnover and Remodelling ». *The Histochemical Journal* 28 (4): 229-45.

Fabbriciani, Carlo, Pier Damiano Mulas, Fabio Zirano, Laura Deriu, Donatella Zarelli, et Giuseppe Milano. 2005. « Mechanical Analysis of Fixation Methods for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Hamstring Tendon Graft. An Experimental Study in Sheep Knees ». *The Knee* 12 (2): 135-38.

Fedorová, P., R. Srnec, J. Pěňčík, M. Dvořák, M. Krbec, et A. Nečas. 2015. « [Intra-articular reinforcement of a partially torn anterior cruciate ligament (ACL) using newly developed UHMWPE biomaterial in combination with Hexalon ACL/PCL screws: ex-vivo mechanical testing of an animal knee model] ». *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca* 82 (3): 222-28.

Ferrell, Christopher L., Matthew D. Barnhart, et Eric Herman. 2019. « Impact of Postoperative Antibiotics on Rates of Infection and Implant Removal after Tibial Tuberosity Advancement in 1,768 Canine Stifles ». *Veterinary*

Surgery 48 (5): 694-99.

Fischer, Christof, Mitzi Cherres, Vera Grevel, Gerhard Oechtering, et Peter Böttcher. 2010. « Effects of Attachment Sites and Joint Angle at the Time of Lateral Suture Fixation on Tension in the Suture for Stabilization of the Cranial Cruciate Ligament Deficient Stifle in Dogs: Lateral Suture Stabilization of the Canine Stifle Joint ». *Veterinary Surgery* 39 (3): 334-42.

Fitzpatrick, Noel, Jacqueline Johnson, Kei Hayashi, Sarah Girling, et Russell Yeadon. 2010. « Tibial Plateau Leveling and Medial Opening Crescentic Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs with Tibia Vara: Tibial Plateau Leveling and Medial Opening Crescentic Osteotomy ». *Veterinary Surgery* 39 (4): 444-53.

Fitzpatrick, Noel, et Miguel Angel Solano. 2010. « Predictive Variables for Complications after TPLO with Stifle Inspection by Arthrotomy in 1000 Consecutive Dogs: Predictive Variables for TPLO Complications ». *Veterinary Surgery* 39 (4): 460-74.

FLO, GL. 1975. « Modification of the lateral retinacular imbrication technique for stabilizing cruciate ligament injuries ». *JAAHA* 11: 570-76.

Flynn, Michael F., David N. Edmiston, Simon C. Roe, Daniel C. Richardson, David J. Deyoung, et C. Frank Abrams. 1994. « Biomechanical Evaluation of a Toggle Pin Technique for Management of Coxofemoral Luxation ». *Veterinary Surgery* 23 (5): 311-21.

Forterre, Simone, Andreas Zurbruggen, et David Spreng. 2011. « In Vitro Effect of Different Mediators of Apoptosis on Canine Cranial and Caudal Cruciate Ligament Fibroblasts and Its Reversibility by Pancaspase Inhibitor zVAD.Fmk ». *Veterinary Immunology and Immunopathology* 139 (2-4): 264-70.

Frederick, Steven W., et Alan R. Cross. 2017. « Modified Cranial Closing Wedge Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Insufficiency in Dogs with Excessive Tibial Plateau Angles: Technique and Complications in 19 Cases: FREDERICK AND CROSS ». *Veterinary Surgery* 46 (3): 403-11.

Frey, Tracy N., Michael G. Hoelzler, Thomas D. Scavelli, Ryan P. Fulcher, et Richard P. Bastian. 2010. « Risk Factors for Surgical Site Infection-Inflammation in Dogs Undergoing Surgery for Rupture of the Cranial Cruciate Ligament: 902 Cases (2005–2006) ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 236 (1): 88-94.

Fujita, Yukihiro, Yasushi Hara, Yoshinori Nezu, Kurt S. Schulz, et Masahiro Tagawa. 2006. « Proinflammatory Cytokine Activities, Matrix Metalloproteinase-3 Activity, and Sulfated Glycosaminoglycan Content in Synovial Fluid of Dogs with Naturally Acquired Cranial Cruciate Ligament Rupture ». *Veterinary Surgery* 35 (4): 369-76.

Gabler, Conrad M., Cale A. Jacobs, Jennifer Sebert Howard, Carl G. Mattacola, et Darren L. Johnson. 2016. « Comparison of Graft Failure Rate Between Autografts Placed via an Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Technique: A Systematic Review, Meta-Analysis, and Meta-Regression ». *The American Journal of Sports Medicine* 44 (4): 1069-79.

Gao, Kai, Shiyi Chen, Lide Wang, Weiguo Zhang, Yifan Kang, Qirong Dong, Haibin Zhou, et Linan Li. 2010. « Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With LARS Artificial Ligament: A Multicenter Study With 3- to 5-Year Follow-Up ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 26 (4): 515-23.

Garcés, Gerardo L., Oscar Martel, Alejandro Yáñez, et Alberto Cuadrado. 2019. « Does Thread Shape Affect the Fixation Strength of the Bioabsorbable Interference Screws for Anterior Cruciate Ligament Reconstructions? A Biomechanical Study ». *BMC Musculoskeletal Disorders* 20 (1): 60.

Gatineau, M., J. Dupuis, J. Planté, et M. Moreau. 2011. « Retrospective Study of 476 Tibial Plateau Levelling Osteotomy Procedures: Rate of Subsequent 'Pivot Shift', Meniscal Tear and Other Complications ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 24 (05): 333-41.

Giles, James T., Demir Coker, Mark C. Rochat, Mark E. Payton, Vijay Subramarian, et Kenneth E. Bartels. 2008. « Biomechanical Analysis of Suture Anchors and Suture Materials in the Canine Femur: BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SUTURE ANCHORS AND SUTURE MATERIALS ». *Veterinary Surgery* 37 (1): 12-21.

Giraud, Nicolas, Bastien Goin, Yoann Lafon, Michel Massenzio, Eric Viguiet, et Thibaut Cachon. 2021. « Research of a New Synthetic Implant Fixation Interface Material Used for Cranial Cruciate Ligament Repair in Dogs: The

Choice of Nylon? » *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Présenté à 46th Congress of the Société de Biomécanique, novembre 26.

Goin, B., P. Rafael, Q. Blanc, T. Cachon, P. Buttin, C. Carozzo, P. Chabrand, et E. Viguier. 2019. « Biomechanical Analysis of a Ligament Fixation System for CCL Reconstruction in a Canine Cadaver Model ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22 (sup1): S109-11.

Goin, Bastien, Philippe Buttin, Yoann Lafon, Michel Massenzio, Eric Viguier, et Thibaut Cachon. 2022a. « Biomechanical Cyclic Loading Test of a Synthetic Ligament Fixation System Used for Intra-Articular Stabilization of Deficient Canine Stifles ». *Open Veterinary Journal* 12 (3): 341.

———. 2022b. « Biomechanical Cyclic Loading Test of a Synthetic Ligament Fixation System Used for Intra-Articular Stabilization of Deficient Canine Stifles ». *Open Veterinary Journal* 12 (3): 341.

Goin, Bastien, Victor Morvan, Philippe Buttin, Yoann Lafon, Michel Massenzio, Eric Viguier, et Thibaut Cachon. 2021. « Biomechanical Comparison of Two Femoral Fixation Methods for Synthetic Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in Canine Cadavers ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Présenté à 46th Congress of the Société de Biomécanique, novembre 26.

Gordon-Evans, Wanda J., Dominique J. Griffon, Carrie Bubb, Kim M. Knap, Meghan Sullivan, et Richard B. Evans. 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* 243 (5): 675-80.

Govaert, L. E., et T. Peijs. 1995. « Tensile Strength and Work of Fracture of Oriented Polyethylene Fibre ». *Polymer* 36 (23): 4425-31.

Griffin, D. W. 1992. « Synovial fluid analysis in dogs with cranial cruciate ligament rupture ». *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 28: 277-81.

Guthrie, J. W., B. J. Keeley, E. Maddock, S. R. Bright, et C. May. 2012. « Effect of Signalment on the Presentation of Canine Patients Suffering from Cranial Cruciate Ligament Disease ». *Journal of Small Animal Practice* 53 (5): 273-77.

Gyger, Odile, Catherine Botteron, Markus Doherr, Andreas Zurbriggen, Peter Schawalder, et David Spreng. 2007. « Detection and Distribution of Apoptotic Cell Death in Normal and Diseased Canine Cranial Cruciate Ligaments ». *The Veterinary Journal* 174 (2): 371-77.

Hacken, Brittney A., Lucas K. Keyt, Devin P. Leland, Matthew D. LaPrade, Christopher L. Camp, Bruce A. Levy, Michael J. Stuart, et Aaron J. Krych. 2020. « A Novel Scoring Instrument to Assess Donor Site Morbidity After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With a Patellar Tendon Autograft at 2-Year Follow-up Using Contemporary Graft-Harvesting Techniques ». *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 8 (6): 2325967120925482.

Hagen, Chris R. M., Ameet Singh, J. Scott Weese, Quinn Marshall, Alex zur Linden, et Thomas W. G. Gibson. 2020. « Contributing Factors to Surgical Site Infection after Tibial Plateau Leveling Osteotomy: A Follow-up Retrospective Study ». *Veterinary Surgery* 49 (5): 930-39.

Hans, Eric, Matthew Barnhart, Shawn Kennedy, et Steven Naber. 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* 30 (04): 299-305.

Harper, Tisha A. M., Robert A. Martin, Daniel L. Ward, et J. Wallace Grant. 2004. « An In Vitro Study to Determine the Effectiveness of a Patellar Ligament/Fascia Lata Graft and New Tibial Suture Anchor Points for Extracapsular Stabilization of the Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle in the Dog ». *Veterinary Surgery* 33 (5): 531-41.

Hart, Adam, Thiru Sivakumaran, Mark Burman, Tom Powell, et Paul A. Martineau. 2018. « A Prospective Evaluation of Femoral Tunnel Placement for Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using 3-Dimensional Magnetic Resonance Imaging ». *The American Journal of Sports Medicine* 46 (1): 192-99.

Hart, R. C., D. A. Hulse, et M. R. Slater. 2003. « Contribution of Periarticular Tissue to Stabilization of the Canine Stifle Joint after Cranial Cruciate Ligament Reconstruction ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 16 (01): 21-25.

- Hayashi, Kei, Jitender Bhandal, Sun Young Kim, Carlos O. Rodriguez Jr., Rachel Entwistle, Diane Naydan, Amy Kapatkin, et Susan M. Stover. 2011. « Immunohistochemical and Histomorphometric Evaluation of Vascular Distribution in Intact Canine Cranial Cruciate Ligament ». *Veterinary Surgery* 40 (2): 192-97.
- Hayashi, Kei, Joseph D. Frank, Caron Dubinsky, Zhengling Hao, Mark D. Markel, Paul A. Manley, et Peter Muir. 2003. « Histologic Changes in Ruptured Canine Cranial Cruciate Ligament ». *Veterinary Surgery* 32 (3): 269-77.
- Hayashi, Kei, Joseph D. Frank, Zhengling Hao, Gwenn M. Schamberger, Mark D. Markel, Paul A. Manley, et Peter Muir. 2003. « Evaluation of Ligament Fibroblast Viability in Ruptured Cranial Cruciate Ligament of Dogs ». *American Journal of Veterinary Research* 64 (8): 1010-16.
- Heffron, L E, et J R Campbell. 1978. « Morphology, Histology and Functional Anatomy of the Canine Cranial Cruciate Ligament ». *The Veterinary Record* 102 (13): 280-83.
- Heidorn, Shannon N., Sherman O. Canapp, Christine M. Zink, Christopher S. Leasure, et Brittany J. Carr. 2018. « Rate of Return to Agility Competition for Dogs with Cranial Cruciate Ligament Tears Treated with Tibial Plateau Leveling Osteotomy ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 253 (11): 1439-44.
- Hirshenson, M. S., U. Krotscheck, M. S. Thompson, H. M. Knapp-Hoch, A. R. Jay-Silva, M. McConkey, S. P. Bliss, R. Todhunter, et H. O. Mohammed. 2012. « Evaluation of Complications and Short-Term Outcome after Unilateral or Single-Session Bilateral Tibial Tuberosity Advancement for Cranial Cruciate Rupture in Dogs ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 25 (05): 402-9.
- Hosseini Nasab, Seyyed Hamed, Colin R. Smith, Allan Maas, Alexandra Vollenweider, Jörn Dymke, Pascal Schütz, Philipp Damm, Adam Trepczynski, et William R. Taylor. 2022. « Uncertainty in Muscle-Tendon Parameters Can Greatly Influence the Accuracy of Knee Contact Force Estimates of Musculoskeletal Models ». *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 10: 808027.
- Hulse, D., W. Hyman, B. Beale, B. Saunders, I. Peycke, et G. Hosgood. 2010. « Determination of Isometric Points for Placement of a Lateral Suture in Treatment of the Cranial Cruciate Ligament Deficient Stifle ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 23 (03): 163-67.
- Hulse, D., B. Saunders, B. Beale, et M. Kowaleski. 2011. « Extra-Articular Stabilization of the Cranial Cruciate Deficient Stifle with Anchor Systems ». *Tierärztliche Praxis Ausgabe K: Kleintiere / Heimtiere* 39 (05): 363-67.
- Hulse, Donald A., Fred Michaelson, Charles Johnson, et Y. Z. Abdelbaki. 1980. « A Technique for Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament in the Dog: Preliminary Report ». *Veterinary Surgery* 9 (4): 135-40.
- Jenkins, D. H., I. W. Forster, B. McKibbin, et Z. A. Ralis. 1977. « Induction of Tendon and Ligament Formation by Carbon Implants ». *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* 59-B (1): 53-57.
- Jeong, Jaemin, Seong Mok Jeong, Stanley E. Kim, Daniel D. Lewis, et Haebeom Lee. 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* 50 (5): 966-74.
- Jerre, S. 2009. « Rehabilitation after Extra-Articular Stabilisation of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 22 (02): 148-52.
- Jia, Zhenyu, Chenchen Xue, Wei Wang, Tianze Liu, Xuan Huang, et Weidong Xu. 2017. « Clinical Outcomes of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using LARS Artificial Graft with an at Least 7-Year Follow-Up ». *Medicine* 96 (14): e6568.
- Johnson, Kenneth A. 2013. *Piermattei's Atlas of Surgical Approaches to the Bones and Joints of the Dog and Cat*. Elsevier Health Sciences.
- Johnson, Tiffany A., et Michael G. Conzemius. 2022. « Outcome of Cranial Cruciate Ligament Replacement with an Enhanced Polyethylene Terephthalate Implant in the Dog: A Pilot Clinical Trial ». *Veterinary Surgery* 51 (8): 1215-22.
- Kartus, Jüri, Tomas Movin, et Jon Karlsson. 2001. « Donor-Site Morbidity and Anterior Knee Problems after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Autografts ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 17 (9): 971-80.

- Kaur, Manmeet, et K. Singh. 2019. « Review on Titanium and Titanium Based Alloys as Biomaterials for Orthopaedic Applications ». *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications* 102 (septembre): 844-62.
- Kim, Stanley E., Antonio Pozzi, Michael P. Kowaleski, et Daniel D. Lewis. 2008. « Tibial Osteotomies for Cranial Cruciate Ligament Insufficiency in Dogs ». *Veterinary Surgery* 37 (2): 111-25.
- Kirkby Shaw, Kristin, Leilani Alvarez, Sasha A. Foster, Julia E. Tomlinson, Aaron J. Shaw, et Antonio Pozzi. 2020. « Fundamental Principles of Rehabilitation and Musculoskeletal Tissue Healing ». *Veterinary Surgery* 49 (1): 22-32.
- Kishi, Erin N., Don Hulse, Matthew Raske, W. Brian Saunders, et Brian S. Beale. 2013. « Extra-Articular Stabilization of the Canine Cranial Cruciate Ligament Injury Using Arthrex Corkscrew and FASTak Anchors ». *Open Journal of Veterinary Medicine* 03 (02): 156-60.
- Klein, Wilhelm, et Kai-Uwe Jensen. 1992. « Synovitis and Artificial Ligaments ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 8 (1): 116-24.
- Knight, Rebekah C., David G. Thomson, et Alan Danielski. 2017. « Surgical Management of Pivot-Shift Phenomenon in a Dog ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 250 (6): 676-80.
- Knight, Rebekah, et Alan Danielski. 2018. « Long-Term Complications Following Tibial Plateau Levelling Osteotomy in Small Dogs with Tibial Plateau Angles > 30° ». *Veterinary Record* 182 (16): 461-461.
- Kobayashi, Masahiko, Yasuaki Nakagawa, Takashi Suzuki, Shuzo Okudaira, et Takashi Nakamura. 2006. « A Retrospective Review of Bone Tunnel Enlargement After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Hamstring Tendons Fixed With a Metal Round Cannulated Interference Screw in the Femur ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 22 (10): 1093-99.
- Kobayashi, Shigeru, Hisatoshi Baba, Kenzo Uchida, Kohei Negoro, Mituhiko Sato, Tsuyoshi Miyazaki, Eiki Nomura, Kaname Murakami, Matsuyuki Shimizubata, et Adam Meir. 2006. « Microvascular System of Anterior Cruciate Ligament in Dogs ». *Journal of Orthopaedic Research* 24 (7): 1509-20.
- Kousa, Petteri, Teppo L. N. Järvinen, Pekka Kannus, et Markku Järvinen. 2001. « Initial Fixation Strength of Bioabsorbable and Titanium Interference Screws in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Biomechanical Evaluation by Single Cycle and Cyclic Loading ». *The American Journal of Sports Medicine* 29 (4): 420-25.
- Kousa, Petteri, Teppo L. N. Järvinen, Mika Vihavainen, Pekka Kannus, et Markku Järvinen. 2003. « The Fixation Strength of Six Hamstring Tendon Graft Fixation Devices in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part I: Femoral Site ». *The American Journal of Sports Medicine* 31 (2): 174-81.
- Krayer, Magali, Ulrich Rytz, Anna Oevermann, Marcus G. Doherr, Franck Forterre, Andreas Zurbruggen, et David E. Spreng. 2008. « Apoptosis of ligamentous cells of the cranial cruciate ligament from stable stifle joints of dogs with partial cranial cruciate ligament rupture ». *American Journal of Veterinary Research* 69 (5): 625-30.
- Krotscheck, Ursula, Samantha A. Nelson, Rory J. Todhunter, Marisa Stone, et Zhiwu Zhang. 2016. « Long Term Functional Outcome of Tibial Tuberosity Advancement vs. Tibial Plateau Leveling Osteotomy and Extracapsular Repair in a Heterogeneous Population of Dogs: Long Term Outcome of TTA in Dogs ». *Veterinary Surgery* 45 (2): 261-68.
- Kunkel, Kevin A. R., Roy J. Rusly, R. Randy Basinger, John D. DesJardins, et Patrick D. Gerard. 2013. « *In Vitro* Acute Load to Failure and Eyelet Abrasion Testing of a Novel Veterinary Screw-Type Mini-Anchor Design: Testing of a Novel Veterinary Screw-Type Mini-Anchor Design ». *Veterinary Surgery* 42 (2): 217-22.
- Kurosaka, Masahiro, Shinichi Yoshiya, et Jack T. Andrich. 1987. « A Biomechanical Comparison of Different Surgical Techniques of Graft Fixation in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *The American Journal of Sports Medicine* 15 (3): 225-29.
- Lafaver, Sarah, Nathan A. Miller, W. Preston Stubbs, Robert A. Taylor, et Randy J. Boudrieau. 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* 36 (6): 573-86.
- Lazar, Tibor P., Clifford R. Berry, Jacek J. Dehaan, Jeffrey N. Peck, et Maria Correa. 2005. « Long-Term

Radiographic Comparison of Tibial Plateau Leveling Osteotomy Versus Extracapsular Stabilization for Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Dog ». *Veterinary Surgery* 34 (2): 133-41.

Lee, Lieng-Huang, éd. 1985. *Polymer Wear and Its Control*. Vol. 287. ACS Symposium Series. Washington, D.C.: American Chemical Society.

Legnani, Claudio, Alberto Ventura, Clara Terzaghi, Enrico Borgo, et Walter Albisetti. 2010. « Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Synthetic Grafts. A Review of Literature ». *International Orthopaedics* 34 (4): 465-71.

Lemburg, A.K., A. Meyer-Lindenberg, et M. Hewicker-Trautwein. 2004. « Immunohistochemical Characterization of Inflammatory Cell Populations and Adhesion Molecule Expression in Synovial Membranes from Dogs with Spontaneous Cranial Cruciate Ligament Rupture ». *Veterinary Immunology and Immunopathology* 97 (3-4): 231-40.

Leroy, Adrien. 2013. « Ingénierie tissulaire du ligament : association de copolymères dégradables et de cellules souches mésenchymateuses ». Phdthesis, Université Montpellier II - Sciences et Techniques du Languedoc.

Lewis, Dd, Bk Milthorpe, et Cr Bellenger. 1997. « Mechanical Comparison of Materials Used for Extra-Capsular Stabilisation of the Stifle Joint in Dogs ». *Australian Veterinary Journal* 75 (12): 890-96.

Li, Jun, Xiaolin Cui, Gary J. Hooper, Khoon S. Lim, et Tim B. F. Woodfield. 2020. « Rational Design, Bio-Functionalization and Biological Performance of Hybrid Additive Manufactured Titanium Implants for Orthopaedic Applications: A Review ». *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 105 (mai): 103671.

Livet, Véronique, Arnaud Baldinger, Éric Viguier, Mathieu Taroni, Mathieu Harel, Claude Carozzo, et Thibaut Cachon. 2019. « Comparison of Outcomes Associated with Tibial Plateau Levelling Osteotomy and a Modified Technique for Tibial Tuberosity Advancement for the Treatment of Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs: A Randomized Clinical Study ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T* 32 (4): 314-23.

Lopez, Daniel J., Gretchen M. VanDeventer, Ursula Krotscheck, Yazdan Aryazand, Marina J. McConkey, Kei Hayashi, Rory J. Todhunter, et Galina M. Hayes. 2018. « Retrospective Study of Factors Associated with Surgical Site Infection in Dogs Following Tibial Plateau Leveling Osteotomy ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 253 (3): 315-21.

Lopez, Mandi, Borne, Monroe, Bommala, Kelly, et Zhang. 2013. « Novel Anterior Cruciate Ligament Graft Fixation Device Reduces Slippage ». *Medical Devices: Evidence and Research*, mai, 59.

Lopez, Mandi J., Nakia Spencer, John P. Casey, et William Todd Monroe. 2007. « Biomechanical Characteristics of an Implant Used to Secure Semitendinosus/Gracilis Tendon Grafts in a Canine Model of Extra-Articular Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *Veterinary Surgery* 36 (6): 599-604.

Loutzenheiser, Todd D., Douglas T. Harryman, Shing-Wai Yung, Matthew P. France, et John A. Sidles. 1995. « Optimizing arthroscopic knots ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 11 (2): 199-206.

Machotka, Zuzana, Ian Scarborough, Will Duncan, Saravana Kumar, et Luke Perraton. 2010. « Anterior Cruciate Ligament Repair with LARS (Ligament Advanced Reinforcement System): A Systematic Review ». *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 2 (1).

Mahirogullari, Mahir, Cristin M. Ferguson, Patrick W. Whitlock, Kathryne J. Stabile, et Gary G. Poehling. 2007. « Freeze-Dried Allografts for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *Clinics in Sports Medicine, ACL Graft and Fixation Choices*, 26 (4): 625-37.

Maletis, Gregory B., Sheri L. Cameron, Joann J. Tengan, et Raoul J. Burchette. 2007. « A Prospective Randomized Study of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Comparison of Patellar Tendon and Quadruple-Strand Semitendinosus/Gracilis Tendons Fixed with Bioabsorbable Interference Screws ». *The American Journal of Sports Medicine* 35 (3): 384-94.

Manley, Paul A. 2010. « Intra-Articular Stabilization ». In *Advances in The Canine Cranial Cruciate Ligament*, 189-93. John Wiley & Sons, Ltd.

Mao, Genwen, Zili Qin, Zheng Li, Xiang Li, Yusheng Qiu, et Weiguo Bian. 2019. « A Tricalcium Phosphate/Polyether

Ether Ketone Anchor Bionic Fixation Device for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Safety and Efficacy in a Beagle Model: Safety and Efficacy in a Beagle Model ». *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 107 (3): 554-63.

Maritato, KARL C., et Matthew D. Barnhart. 2019. *Minimally Invasive Fracture Repair, An Issue of Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice, E-Book*. Elsevier Health Sciences.

Marti, C., A. B. Imhoff, C. Bahrs, et J. Romero. 1997. « Metallic versus Bioabsorbable Interference Screw for Fixation of Bone-Patellar Tendon-Bone Autograft in Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament reconstruction A Preliminary Report ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 5 (4): 217-21.

Marturello, Danielle M., Karen L. Perry, et Loïc M. Déjardin. 2021. « Clinical Application of the Small I-Loc Interlocking Nail in 30 Feline Fractures: A Prospective Study ». *Veterinary Surgery* 50 (3): 588-99.

Mastrokalos, Dimitrios S., Jan Springer, Rainer Siebold, et Hans H. Paessler. 2005. « Donor Site Morbidity and Return to the Preinjury Activity Level after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Ipsilateral and Contralateral Patellar Tendon Autograft: A Retrospective, Nonrandomized Study ». *The American Journal of Sports Medicine* 33 (1): 85-93.

Mendenhall, H.V., J.H. Roth, J.C. Kennedy, G.D. Winter, et W.V. Lumb. 1987. « Evaluation of the Polypropylene Braid as a Prosthetic Anterior Cruciate Ligament Replacement in the Dog ». *The American Journal of Sports Medicine* 15 (6): 543-46.

Mendes, David G., Mauricio Iusim, David Angel, Assa Rotem, Dan Mordehovich, Moshe Roffman, Samuel Lieberman, et Jochanan Boss. 1986. « Ligament and Tendon Substitution with Composite Carbon Fiber Strands ». *Journal of Biomedical Materials Research* 20 (6): 699-708.

Meyers, John F., William A. Grana, et Peggy A. Lesker. 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* 7 (2): 85-90.

Milano, Giuseppe, Pier Damiano Mulas, Fabio Ziranu, Laura Deriu, et Carlo Fabbriani. 2007. « Comparison of Femoral Fixation Methods for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Patellar Tendon Graft: A Mechanical Analysis in Porcine Knees ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 15 (6): 733-38.

Milano, Giuseppe, Pier Damiano Mulas, Fabio Ziranu, Stefano Piras, Andrea Manunta, et Carlo Fabbriani. 2006. « Comparison Between Different Femoral Fixation Devices for ACL Reconstruction With Doubled Hamstring Tendon Graft: A Biomechanical Analysis ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 22 (6): 660-68.

Minto, B. W., D. V. F. Lucena, L. G. G. G. Dias, A. Dissenha, et J. Galández. 2019. « Surgical Approaches for Minimally Invasive Interlocking Nailing Osteosynthesis (MINO) in Dogs ». In *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 32:A3830. Georg Thieme Verlag KG.

Monaco, Edoardo, Mattia Fabbri, Riccardo Maria Lanzetti, Andrea Del Duca, Luca Labianca, et Andrea Ferretti. 2017. « Biomechanical Comparison of Four Coupled Fixation Systems for ACL Reconstruction with Bone Socket or Full-Tunnel on the Tibial Side ». *The Knee* 24 (4): 705-10.

Monk, Michelle L, Christopher A Preston, et Catherine M McGowan. 2006. « Effects of Early Intensive Postoperative Physiotherapy on Limb Function after Tibial Plateau Leveling Osteotomy in Dogs with Deficiency of the Cranial Cruciate Ligament » 67 (3).

Montavon, P M. 2002. « Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle ». *1st World Orth Vet Congress, 2002* 152.

Moore, Elisabeth V., Robert Weeren, et Matthew Paek. 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* 49 (1): 146-54.

Moore, K. W., et R. A. Read. 1996. « Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs - Part I ». *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian* 18: 223-33.

Moores, Andrew P., Alison L. Beck, Karin J. M. Jespers, Zoe Halfacree, et Alan M. Wilson. 2006. « Mechanical

Evaluation of Two Crimp Clamp Systems for Extracapsular Stabilization of the Cranial Cruciate Ligament-Deficient Canine Stifle ». *Veterinary Surgery* 35 (5): 470-75.

Moore, Andrew P., Alison L. Beck, Karin J. M. Jespers, et Alan M. Wilson. 2006. « Mechanical Evaluation of Two Loop Tensioning Methods for Crimp Clamp Extracapsular Stabilization of the Cranial Cruciate Ligament-Deficient Canine Stifle ». *Veterinary Surgery* 35 (5): 476-79.

Mostafa, Ayman A., Dominique J. Griffon, Michael W. Thomas, et Peter D. Constable. 2009. « Morphometric Characteristics of the Pelvic Limbs of Labrador Retrievers with and without Cranial Cruciate Ligament Deficiency ». *American Journal of Veterinary Research* 70 (4): 498-507.

Muir, P., S. L. Schaefer, P. A. Manley, J. P. Svaren, W. E. Oldenhoff, et Z. Hao. 2007. « Expression of Immune Response Genes in the Stifle Joint of Dogs with Oligoarthritis and Degenerative Cranial Cruciate Ligament Rupture ». *Veterinary Immunology and Immunopathology* 119 (3): 214-21.

Muir, Peter. 2018. *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament*. John Wiley & Sons.

Muir, Peter, Nichole A. Danova, David J. Argyle, Paul A. Manley, et Zhengling Hao. 2005. « Collagenolytic Protease Expression in Cranial Cruciate Ligament and Stifle Synovial Fluid in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture ». *Veterinary Surgery* 34 (5): 482-90.

Murakami, Hideaki, Nariyoshi Shinomiya, Toshiyuki Kikuchi, Yasuo Yoshihara, et Koichi Nemoto. 2006. « Upregulated Expression of Inducible Nitric Oxide Synthase Plays a Key Role in Early Apoptosis after Anterior Cruciate Ligament Injury ». *Journal of Orthopaedic Research* 24 (7): 1521-34.

Muro, N. M., et O. I. Lanz. 2017. « Use of a Novel Extracapsular Bone Anchor System for Stabilisation of Cranial Cruciate Ligament Insufficiency: Novel Extracapsular Stabilisation System ». *Journal of Small Animal Practice* 58 (5): 284-92.

Naghi, R., R. Balfour, et K. Kim. 2022. « Short- and Long-Term Outcomes in Small to Medium Breed Dogs Treated Arthroscopically for MCPD: A Retrospective Study of 19 Cases ». In *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 35:A067. Georg Thieme Verlag KG.

Nakano, Hideaki, Kazunori Yasuda, Harukazu Tohyama, Masanori Yamanaka, Tatsuhiko Wada, et Kiyoshi Kaneda. 2000. « Interference Screw Fixation of Doubled Tendon Graft in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ± Biomechanical Evaluation with Cyclic Elongation ». *Clinical Biomechanics*, 8.

Narama, I., M. Masuoka-Nishiyama, T. Matsuura, K. Ozaki, M. Nagatani, et T. Morishima. 1996. « Morphogenesis of Degenerative Changes Predisposing Dogs to Rupture of the Cranial Cruciate Ligament. » *The Journal of Veterinary Medical Science* 58 (11): 1091-97.

Narayanan, R., et S. K. Seshadri. 2007. « Phosphoric acid anodization of Ti-6Al-4V – Structural and corrosion aspects ». *Corrosion Science* 49 (2): 542-58.

Nebelung, W. 1998. « Bone Tunnel Enlargement after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Semitendinosus Tendon Using Endobutton Fixation on the Femoral Side ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 14 (8): 810-15.

Nich, Christophe, Yuya Takakubo, Jukka Pajarinen, Mari Ainola, Abdelhakim Salem, Tarvo Sillat, Allison J. Rao, et al. 2013. « Macrophages—Key Cells in the Response to Wear Debris from Joint Replacements ». *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 101 (10): 3033-45.

Nielen, A. L., B. W. Knol, Hagen MA van, et der Gaag I. van. 2003. « [Genetic and epidemiological investigation of a birth cohort of boxers] ». *Tijdschrift voor diergeneeskunde* 128 (19): 586-90.

Ober, Ciprian A., Gilad Factor, Yaron Meiner, Gilad Segev, Anna Shipov, et Joshua Milgram. 2019. « Influence of Tibial Plateau Leveling Osteotomy and Tibial Tuberosity Advancement on Passive Laxity of the Cranial Cruciate Deficient Stifle in Dogs ». *Veterinary Surgery* 48 (3): 401-7.

Oda, Sam Golgy Shoyama, Alexandre Navarro Alves Souza, Cesar Augusto Martins Pereira, Andrés Sebastian Aristizabal Escobar, Angélica Cecilia Tartarunas, et Julia Maria Matera. 2016. « Biomechanical Evaluation of Two Extracapsular Techniques for Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in Cadaver Dogs ». *Semina: Ciências Agrárias* 37 (3): 1327.

- Paatsama, Saki. 1952. « Ligament Injuries in the Canine Stifle Joint ».
- Pacchiana, Philip D., Ethan Morris, Sarah L. Gillings, Carl R. Jessen, et Alan J. Lipowitz. 2003. « Surgical and Postoperative Complications Associated with Tibial Plateau Leveling Osteotomy in Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture: 397 Cases (1998-2001) ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 222 (2): 184-93.
- Pagès. 2013. « Contribution à l'étude du traitement chirurgical de la rupture du ligament croisé crânial chez le chien: étude de la récupération de la fonction locomotrice après une intervention par la technique STIF ».
- Pan, Xiaoyun, Hong Wen, Lide Wang, et Tichi Ge. 2013. « Bone-Patellar Tendon-Bone Autograft versus LARS Artificial Ligament for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* 23 (7): 819-23.
- Patterson, Russell H., Gail K. Smith, Thomas P. Gregor, et Charles D. Newton. 1991. « Biomechanical Stability of Four Cranial Cruciate Ligament Repair Techniques in the Dog ». *Veterinary Surgery* 20 (2): 85-90.
- Pedneault, Christopher, Carl Laverdière, Adam Hart, Mathieu Boily, Mark Burman, et Paul A. Martineau. 2019. « Evaluating the Accuracy of Tibial Tunnel Placement After Anatomic Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *The American Journal of Sports Medicine* 47 (13): 3187-94.
- Pfeil, Dirsko J. F. von, Michael P. Kowaleski, Mathieu Glassman, et Loïc M. Dejardin. 2018. « Results of a Survey of Veterinary Orthopedic Society Members on the Preferred Method for Treating Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs Weighing More than 15 Kilograms (33 Pounds) ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 253 (5): 586-97.
- Pfeil, Dirsko J. F. von, Ezra J. Steinberg, et David Dycus. 2020. « Arthroscopic Tenotomy for Treatment of Biceps Tendon Luxation in Two Apprehension Police Dogs ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 257 (11): 1157-64.
- Pinna, Stefania, Francesco Lanzi, Chiara Tassani, et Giacomo Mian. 2020. « Intra-Articular Replacement of a Ruptured Cranial Cruciate Ligament Using the Mini-TightRope in the Dog: A Preliminary Study ». *Journal of Veterinary Science* 21 (5): e53.
- Pond, M. J., et J. R. Campbell. 1972. « The Canine Stifle Joint I. Rupture of the Anterior Cruciate Ligament ». *Journal of Small Animal Practice* 13 (1): 1-10.
- Prada, Tiago Carmagnani, Anderson Coutinho da Silva, et Bruno Watanabe Minto. 2018. « Short-Term Evaluation of an Intra-Articular Technique for Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs Using Nylon or Polyester ». *Semina: Ciências Agrárias* 39 (2): 593.
- Prando, Davide, Andrea Brenna, Maria Vittoria Diamanti, Silvia Beretta, Fabio Bolzoni, Marco Ormellese, et MariaPia Pedferri. 2017. « Corrosion of Titanium: Part 1: Aggressive Environments and Main Forms of Degradation ». *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials* 15 (4): e291-302.
- . 2018. « Corrosion of Titanium: Part 2: Effects of Surface Treatments ». *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials* 16 (1): 3-13.
- Priddy, Nelson H., James L. Tomlinson, John R. Dodam, et Jennifer E. Hornbostel. 2003. « Complications with and Owner Assessment of the Outcome of Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs: 193 Cases (1997–2001) ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 222 (12): 1726-32.
- Procter, Levi D., Daniel L. Davenport, Andrew C. Bernard, et Joseph B. Zwischenberger. 2010. « General Surgical Operative Duration Is Associated with Increased Risk-Adjusted Infectious Complication Rates and Length of Hospital Stay ». *Journal of the American College of Surgeons* 210 (1): 60-65.e1-2.
- Prodromos, Chadwick, Brian Joyce, et Kelvin Shi. 2007. « A Meta-Analysis of Stability of Autografts Compared to Allografts after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 15 (7): 851-56.
- « Qu'est-ce que le tressage? Définition & informations ». s. d. *L'Atelier de Tressage* (blog). Consulté le 17 septembre 2023. <https://www.atelierdetressage.paris/le-tressage-cest-quoi/>.

Rafael, P., B. Goin, P. Buttin, T. Cachon, et E. Viguier. 2020. « Comparison of Two Methods of Fixation with Interference Screw for Cranial Cruciate Ligament Reconstruction in Canine Cadaver Model ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23 (sup1): S247-49.

Rafael, Paul, Bastien Goin, Quentin Blanc, Philippe Buttin, Thibaut Cachon, et Eric Viguier. 2021. « Ex-Vivo Biomechanical Analysis of Cranial Cruciate Ligament in Labrador Breed Dogs ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Présenté à 46th Congress of the Société de Biomécanique, novembre 26.

Raske, Matthew, Don Hulse, Brian Beale, W. Brian Saunders, Erin Kishi, et Christopher Kunze. 2013. « Stabilization of the CORA Based Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Injury Using a Bone Plate Augmented With a Headless Compression Screw: Stabilization of the CORA Based Leveling Osteotomy ». *Veterinary Surgery* 42 (6): 759-64.

Roberson, Jeffrey L., Julie Pham, Jolie Shen, Kelly Stewart, Paa Ekow Hoyte-Williams, Kajal Mehta, Shankar Rai, et al. 2020. « Lessons Learned From Implementation and Management of Skin Allograft Banking Programs in Low- and Middle-Income Countries: A Systematic Review ». *Journal of Burn Care & Research: Official Publication of the American Burn Association* 41 (6): 1271-78.

Robert, Henri, Mark Bowen, Guillaume Odry, Michel Collette, Xavier Cassard, Hubert Lanternier, et Thierry De Polignac. 2015. « A Comparison of Four Tibial-Fixation Systems in Hamstring-Graft Anterior Ligament Reconstruction ». *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology* 25 (2): 339-47.

Roca, Rodrigo Y., Aliisa Peura, Michael P. Kowaleski, Mallory T. Watson, Matin Lendhey, P. J. Rocheleau, et Donald A. Hulse. 2020. « Ex Vivo Mechanical Properties of a 2.5-mm Bone Anchor for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Toy Breed Dogs ». *Veterinary Surgery* 49 (4): 736-40.

Roe, S., J. Kue, et J. Gemma. 2008. « Isometry of Potential Suture Attachment Sites for the Cranial Cruciate Ligament Deficient Canine Stifle ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 21 (03): 215-20.

Rooster, Hilde de, Lieven Vangheluwe, Henri van Bree, Marian Ledoux, et Lieva Van Langenhove. 2001. « Biomechanical Properties of Braided Polyester Tapes Intended for Use as Intra-Articular Cranial Cruciate Ligament Prostheses in Dogs ». *American Journal of Veterinary Research* 62 (1): 48-53.

Rose, Nathan D., Derek Goerke, Richard B. Evans, et Michael G. Conzemius. 2011. « Mechanical Testing of Orthopedic Suture Material Used for Extra-Articular Stabilization of Canine Cruciate Ligament-Deficient Stifles: Mechanical Testing of Orthopedic Suture Material ». *Veterinary Surgery*, août.

Rumph, Paul F., Steven A. Kincaid, Denise M. Visco, Debra K. Baird, John R. Kammermann, et Mark S. West. 1995. « Redistribution of Vertical Ground Reaction Force in Dogs With Experimentally Induced Chronic Hindlimb Lameness ». *Veterinary Surgery* 24 (5): 384-89.

Rupp, Stefan, Paul W. Krauss, et Ekkehard W. Fritsch. 1997. « Fixation Strength of a Biodegradable Interference Screw and a Press-Fit Technique in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with a BPTB Graft ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 13 (1): 61-65.

Sawyer, Gregory, Brett Anderson, David Paller, Wendell Heard, et Paul Fadale. 2012. « Effect of Interference Screw Fixation on ACL Graft Tensile Strength ». *Journal of Knee Surgery* 26 (03): 155-60.

Scannell, Brian P, Donald F D'Alessandro, Patrick M Connor, et James E Fleischli. 2015a. « Biomechanical Comparison of Hamstring Tendon Fixation Devices for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part 1. Five Femoral Devices », janvier, 5.

———. 2015b. « Biomechanical Comparison of Hamstring Tendon Fixation Devices for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part 2. Four Tibial Devices », juillet, 4.

Schaible, M., J. Shani, A. Caceres, M. Payton, Y. Segev, et R. Ben-Amotz. 2017. « Combined Tibial Plateau Levelling Osteotomy and Lateral Fabelotibial Suture for Cranial Cruciate Ligament Rupture with Severe Rotational Instability in Dogs ». *Journal of Small Animal Practice* 58 (4): 219-26.

Scheffler, Sven U., Norbert P. Südkamp, Andreas Göckenjan, Reinhard F.G. Hoffmann, et Andreas Weiler. 2002. « Biomechanical Comparison of Hamstring and Patellar Tendon Graft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

Techniques ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 18 (3): 304-15.

Segawa, Hiroyuki, Go Omori, Shigeru Tomita, et Yoshio Koga. 2001. « Bone Tunnel Enlargement after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Hamstring Tendons ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 9 (4): 206-10.

Semlitsch, M. 1987. « Titanium alloys for hip joint replacements ». *Clinical Materials* 2 (1): 1-13.

Sicard, G. K., K. Hayashi, et P. A. Manley. 2002. « Evaluation of 5 Types of Fishing Material, 2 Sterilization Methods, and a Crimp-Clamp System for Extra-Articular Stabilization of the Canine Stifle Joint ». *Veterinary Surgery* 31 (1): 78-84.

Sidambe, Alfred T. 2014. « Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants—A Review ». *Materials* 7 (12): 8168-88.

Slocum, B., et T. Devine. 1984. « Cranial Tibial Wedge Osteotomy: A Technique for Eliminating Cranial Tibial Thrust in Cranial Cruciate Ligament Repair. » *Journal of the American Veterinary Medical Association* 184 (5): 564-69.

Slocum, Barclay, et Theresa Devine Slocum. 1993. « Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Repair of Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Canine ». *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice* 23 (4): 777-95.

Smith, Patrick A., Chantelle C. Bozynski, Keiichi Kuroki, Sarah M. Henrich, Coen A. Wijdicks, et James L. Cook. 2019. « Intra-Articular Biocompatibility of Multistranded, Long-Chain Polyethylene Suture Tape in a Canine ACL Model ». *The Journal of Knee Surgery* 32 (06): 525-31.

Smith, Patrick A., James P. Stannard, Ferris M. Pfeiffer, Keiichi Kuroki, Chantelle C. Bozynski, et James L. Cook. 2016. « Suspensory Versus Interference Screw Fixation for Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in a Translational Large-Animal Model ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 32 (6): 1086-97.

Sobieraj, M. C., et C. M. Rimnac. 2009. « Ultra high molecular weight polyethylene: Mechanics, morphology, and clinical behavior ». *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2 (5): 433-43.

Soreide, Endre, Janet M. Denbeigh, Eric A. Lewallen, Roman Thaler, Wei Xu, Lawrence Berglund, Jie J. Yao, et al. 2019. « In Vivo Assessment of High-Molecular-Weight Polyethylene Core Suture Tape for Intra-Articular Ligament Reconstruction: An Animal Study ». *The Bone & Joint Journal* 101-B (10): 1238-47.

Spranklin, David, Steven Elder, Carolyn Boyle, et Ron McLaughlin. 2006. « Comparison of a Suture Anchor and a Toggle Rod for Use in Toggle Pin Fixation of Coxofemoral Luxations ». *Journal of the American Animal Hospital Association* 42 (2): 121-26.

Stark, Heiko, Martin S. Fischer, Alexander Hunt, Fletcher Young, Roger Quinn, et Emanuel Andrada. 2021. « A Three-Dimensional Musculoskeletal Model of the Dog ». *Scientific Reports* 11 (1): 11335.

Stauffer, Kent D., Trent A. Tuttle, A.D. Elkins, Aaron P. Wehrenberg, et Ben J. Character. 2006. « Complications Associated With 696 Tibial Plateau Leveling Osteotomies (2001–2003) ». *Journal of the American Animal Hospital Association* 42 (1): 44-50.

Stein, S., et H. Schmoekel. 2008. « Short-Term and Eight to 12 Months Results of a Tibial Tuberosity Advancement as Treatment of Canine Cranial Cruciate Ligament Damage ». *Journal of Small Animal Practice* 49 (8): 398-404.

Steiner, Mark E., Aaron T. Hecker, Charles H. Brown, et Wilson C. Hayes. 1994. « Anterior Cruciate Ligament Graft Fixation: Comparison of Hamstring and Patellar Tendon Grafts ». *The American Journal of Sports Medicine* 22 (2): 240-47.

Tanabe, Yoshie, Kazunori Yasuda, Eiji Kondo, Yasuyuki Kawaguchi, Keiichi Akita, et Tomonori Yagi. 2019. « Comparison of Graft Length Changes During Knee Motion Among 5 Different Anatomic Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Approaches: A Biomechanical Study ». *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 7 (3): 232596711983493.

- Tirgari, M. 1978. « Changes in the Canine Stifle Joint Following Rupture of the Anterior Cruciate Ligament ». *Journal of Small Animal Practice* 19 (1-12): 17-26.
- Tonks, C. A., D. D. Lewis, et A. Pozzi. 2011. « A Review of Extra-Articular Prosthetic Stabilization of the Cranial Cruciate Ligament-Deficient Stifle ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 24 (3): 167-77.
- Tonks, Catherine A., Antonio Pozzi, Hang-Yin Ling, et Daniel D. Lewis. 2010. « The Effects of Extra-Articular Suture Tension on Contact Mechanics of the Lateral Compartment of Cadaveric Stifles Treated with the TightRope CCL[®] or Lateral Suture Technique: Contact Pressures after Extra-Articular Stabilization ». *Veterinary Surgery* 39 (3): 343-49.
- Tuek-Um, Sirun, Chaiyakorn Thitiyanaporn, Phitchaya Phongwirat, et Naris Thengchaisri. 2022. « Comparison of an Intra-Articular Suture Technique and a Lateral Suture Technique in Toy Breed Dogs with Cranial Cruciate Ligament Rupture ». *Thai J Vet Med*.
- Valente, Giordano, Lorenzo Pitto, Debora Testi, Ajay Seth, Scott L. Delp, Rita Stagni, Marco Viceconti, et Fulvia Taddei. 2014. « Are Subject-Specific Musculoskeletal Models Robust to the Uncertainties in Parameter Identification? ». *PLoS ONE* 9 (11): e112625.
- Vasseur, P. B. 1984. « Clinical Results Following Nonoperative Management for Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs ». *Veterinary Surgery* 13 (4): 243-46.
- Vasseur, P. B., R. R. Pool, S. P. Arnoczky, et R. E. Lau. 1985. « Correlative Biomechanical and Histologic Study of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs ». *American Journal of Veterinary Research* 46 (9): 1842-54.
- Vasseur, PB. 2003. *Stifle joint*. D.H. Slatter. Vol. 3rd Edition. Philadelphia (USA): Saunders.
- Verioti, Christopher A, Matthew C Sardelli, et Tony Nguyen. 2015. « Evaluation of 3 Fixation Devices for Tibial-Sided Anterior Cruciate Ligament Graft Backup Fixation », juillet.
- Vianna, Maria L., et Simon C. Roe. 2006. « Mechanical Comparison of Two Knots and Two Crimp Systems for Securing Nylon Line Used for Extra-Articular Stabilization of the Canine Stifle ». *Veterinary Surgery* 35 (6): 567-72.
- Viateau, Véronique, Mathieu Manassero, Fani Anagnostou, Sandra Guérard, David Mitton, et Véronique Migonney. 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: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 29 (6): 1079-88.
- Viceconti, Marco, Francesco Pappalardo, Blanca Rodriguez, Marc Horner, Jeff Bischoff, et Flora Musuamba Tshinanu. 2021. « In silico trials: Verification, validation and uncertainty quantification of predictive models used in the regulatory evaluation of biomedical products ». *Methods, Methods on simulation in biomedicine*, 185 (janvier): 120-27.
- Wang, A, A Essner, V.K Polineni, C Stark, et J.H Dumbleton. 1998. « Lubrication and Wear of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacements ». *Tribology International* 31 (1-3): 17-33.
- Wang, Chen-Ti, Yu-Tsan Lin, Bor-Luen Chiang, Shiou-Shia Lee, et Sheng-Mou Hou. 2010. « Over-Expression of Receptor Activator of Nuclear Factor- κ B Ligand (RANKL), Inflammatory Cytokines, and Chemokines in Periprosthetic Osteolysis of Loosened Total Hip Arthroplasty ». *Biomaterials* 31 (1): 77-82.
- Wasik, Sonya M., Rod C. Cross, et Katja Voss. 2013. « Effect of Configuration on the Biomechanical Performance of Three Suture Materials Used in Combination with a Metallic Bone Anchor ». *American Journal of Veterinary Research* 74 (12): 1487-92.
- Wemmers, Annika Christina, Marios Charalambous, Oliver Harms, et Holger Andreas Volk. 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* 9 (novembre): 1004637.
- Whitehair, J. G., P. B. Vasseur, et N. H. Willits. 1993. « Epidemiology of Cranial Cruciate Ligament Rupture in Dogs. ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 203 (7): 1016-19.

- Wilke, Vicki L., Michael G. Conzemius, Brian P. Kinghorn, Paula E. Macrossan, Weiguo Cai, et Max F. Rothschild. 2006. « Inheritance of Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Newfoundlands ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 228 (1): 61-64.
- Wilke, Vicki L., Duane A. Robinson, Rich B. Evans, Max F. Rothschild, et Michael G. Conzemius. 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* 227 (10): 1604-7.
- Wingfield, C., A. A. Amis, A. C. Stead, et H. T. Law. 2000. « Comparison of the Biomechanical Properties of Rottweiler and Racing Greyhound Cranial Cruciate Ligaments ». *Journal of Small Animal Practice* 41 (7): 303-7.
- Witsberger, Tige H., J. Armando Villamil, Loren G. Schultz, Allen W. Hahn, et James L. Cook. 2008. « Prevalence of and Risk Factors for Hip Dysplasia and Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs ». *Journal of the American Veterinary Medical Association* 232 (12): 1818-24.
- Wolf, Rebecca E., Thomas D. Scavelli, Michael G. Hoelzler, Ryan P. Fulcher, et Richard P. Bastian. 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* 240 (12): 1481-87.
- Wolff, J. 1892. « Das Gesetz der Transformation der Knochen ». *Verlag von August Hirschwald*.
- Wüst, Daniel M., Dominik C. Meyer, Philippe Favre, et Christian Gerber. 2006. « Mechanical and Handling Properties of Braided Polyblend Polyethylene Sutures in Comparison to Braided Polyester and Monofilament Polydioxanone Sutures ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 22 (11): 1146-53.
- Yang, Shang-You, Weiping Ren, YoungSoo Park, Allison Sieving, Stephen Hsu, Sam Nasser, et Paul H Wooley. 2002. « Diverse Cellular and Apoptotic Responses to Variant Shapes of UHMWPE Particles in a Murine Model of Inflammation ». *Biomaterials* 23 (17): 3535-43.
- Ye, J. X., G. S. Shen, H. B. Zhou, W. Xu, Z. G. Xie, Q. R. Dong, et Y. J. Xu. 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* 17 (11): 1438-46.
- Yoo, Jae Chul, Jin Hwan Ahn, Jae Hoon Kim, Byung Kwan Kim, Kui Won Choi, Tae Soo Bae, et Chang Yang Lee. 2006. « Biomechanical Testing of Hybrid Hamstring Graft Tibial Fixation in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction ». *The Knee* 13 (6): 455-59.
- Yoshiya, Shinichi, Jack T. Andrish, Michael T. Manley, et Masahiro Kurosaka. 1986. « Augmentation of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Dogs with Prostheses of Different Stiffnesses ». *Journal of Orthopaedic Research* 4 (4): 475-85.
- Zhang, Alan L., Yuri M. Lewicky, Richard Oka, Andrew Mahar, et Robert Pedowitz. 2007. « Biomechanical Analysis of Femoral Tunnel Pull-out Angles for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Bioabsorbable and Metal Interference Screws ». *The American Journal of Sports Medicine* 35 (4): 637-42.

Annexe n°1 : Consignes d'utilisation du Novalig



COMMENT CHOISIR SON IMPLANT ?



Les données ci-dessous sont des suggestions, elles ne peuvent se substituer à une planification pré-opératoire complète par le chirurgien (en utilisant notamment les caractéristiques spécifiques du patient (poids, BCS, niveau d'activité, données radiographiques...(liste non exhaustive)).

LIGAMENTS & TENDONS SYNTHÉTIQUES DISPONIBLES

Suggestion de taille d'implant selon le poids du patient		
NOVATEN / NOVALIG 2000	▶	3 - 15 kg
NOVATEN / NOVALIG 4000	▶	10 - 35 kg
NOVATEN / NOVALIG 8000	▶	35 - 50+ kg
<hr/>		
NOVALIG PLATINE 2000	▶	3 - 25 kg
NOVALIG PLATINE 4000	▶	20 - 50+ kg
<hr/>		
EXTRA-TAPE	▶	3 - 30 kg

Diamètre minimal de vis en fonction du ligament utilisé	
EXTRATAPE / NOVATAPE	3 mm minimum
NOVATEN / NOVALIG 2000	3 mm minimum
NOVATEN / NOVALIG 4000 & 8000	4 mm minimum

Longueur utile	
EXTRATAPE / NOVATAPE	25 cm
NOVATEN 2000	15 cm
NOVATEN 4000 & 8000	19 cm
NOVALIG 2000, 4000 & 8000	22 cm

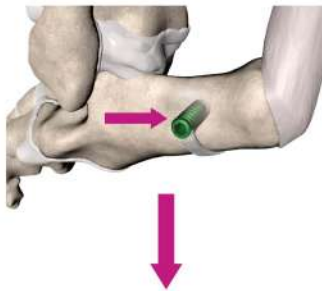
VIS D'INTERFÉRENCE DISPONIBLES



*Développées pour la reconstruction du LCC sous arthroscopie

QUELLE SORTE DE TUNNEL JE PRÉPARE ?

1 - Tunnel de fixation



2 - Tunnel de glissement

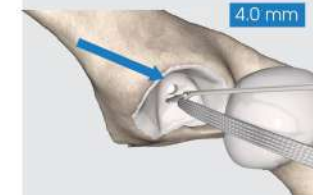


Diamètre minimal pour passer le ligament

EXTRATAPE / NOVATAPE	▶	2 mm
NOVATEN / NOVALIG 2000	▶	2.5 mm
NOVATEN / NOVALIG 4000	▶	3.0 mm
NOVATEN / NOVALIG 8000	▶	3.6 mm
NOVALIG 2000 - PLATINE	▶	3.0 mm
NOVALIG 4000 - PLATINE	▶	3.6 mm

NB : Le diamètre de tunnel est minimisé pour permettre le passage du ligament

3 - Tunnel de passage de bouton cortical



NB : Diamètre minimal permettant le passage du bouton cortical

Étape 1 : Choisir le diamètre de la mèche

OS CORTICAL		OS SPONGIEUX	
Vis Ø	Mèche Ø	Vis Ø	Mèche Ø
3	▶ 2.5 mm	3	▶ 2.0 mm
3.5	▶ 3.0 mm	3.5	▶ 3.0 mm
4	▶ 3.6 mm	4	▶ 3.0 mm
4.5	▶ 4 mm	4.5	▶ 3.6 mm
		5	▶ 4.0 mm
		6	▶ 4.5 mm
		7	▶ 5 mm

Étape 2 : Préparer le tunnel pour la vis

Vis Ø	Taraud/vis de compactage
3	Taraud 3 mm
3.5	Taraud 3.5 mm
4	Taraud 4 mm
4.5	Vis 4.5 mm
5	Vis 5 mm
6	Vis 6 mm
7	Vis 7 mm

NB : Assurez-vous que le diamètre de la vis reste <1/3 par rapport au diamètre de l'os et choisir (si possible) une vis qui remplira entièrement la longueur du tunnel.

Annexe n°2 : Fonctions Principales (FP) et Fonctions Contraintes (FC) listées puis représentées en diagramme pieuvre

Niveau d'exigence matérialisé par le code couleur suivant :

[F0] : Flexibilité nulle (Performances non négociables).

[F1] : Flexibilité très faible (Performance nécessaire, possibilité de redéfinition de l'attente si et seulement si, une solide contrepartie est trouvée).

[F2] : Flexibilité faible (Performance pouvant être revue ou modifiée en fonction du rapport tripartite Performance – Coût – Temps de réalisation).

[F3] : Flexible (Performance ajustable ou supprimable afin de gagner du temps ou de la compétitivité financière du produit).

FP1 = Permettre au chirurgien vétérinaire de fixer le ligament artificiel.

FP2 = Permettre au ligament artificiel associé au système de fixation de traiter la rupture du ligament croisé antérieur chez le chien

FP3 = Permettre au système de fixation d'être implanté par le chirurgien à l'aide d'ancillaires.

FC1 = Le système de fixation ne devra pas être composé de médicaments. **[F0]**

FC2 = Le système de fixation devra être biocompatible. **[F0]**

FC3 = Le système de fixation doit-être rentable pour Novetech-Surgery. **[F0]**

FC4 = Le système de fixation doit s'adapter à une pose par arthrotomie ainsi que sous arthroscopie. **[F0]**

FC5 = Le système de fixation devra s'adapter aux spécificités, anatomiques et biomécaniques de l'articulation du grasset canin. **[F0]**

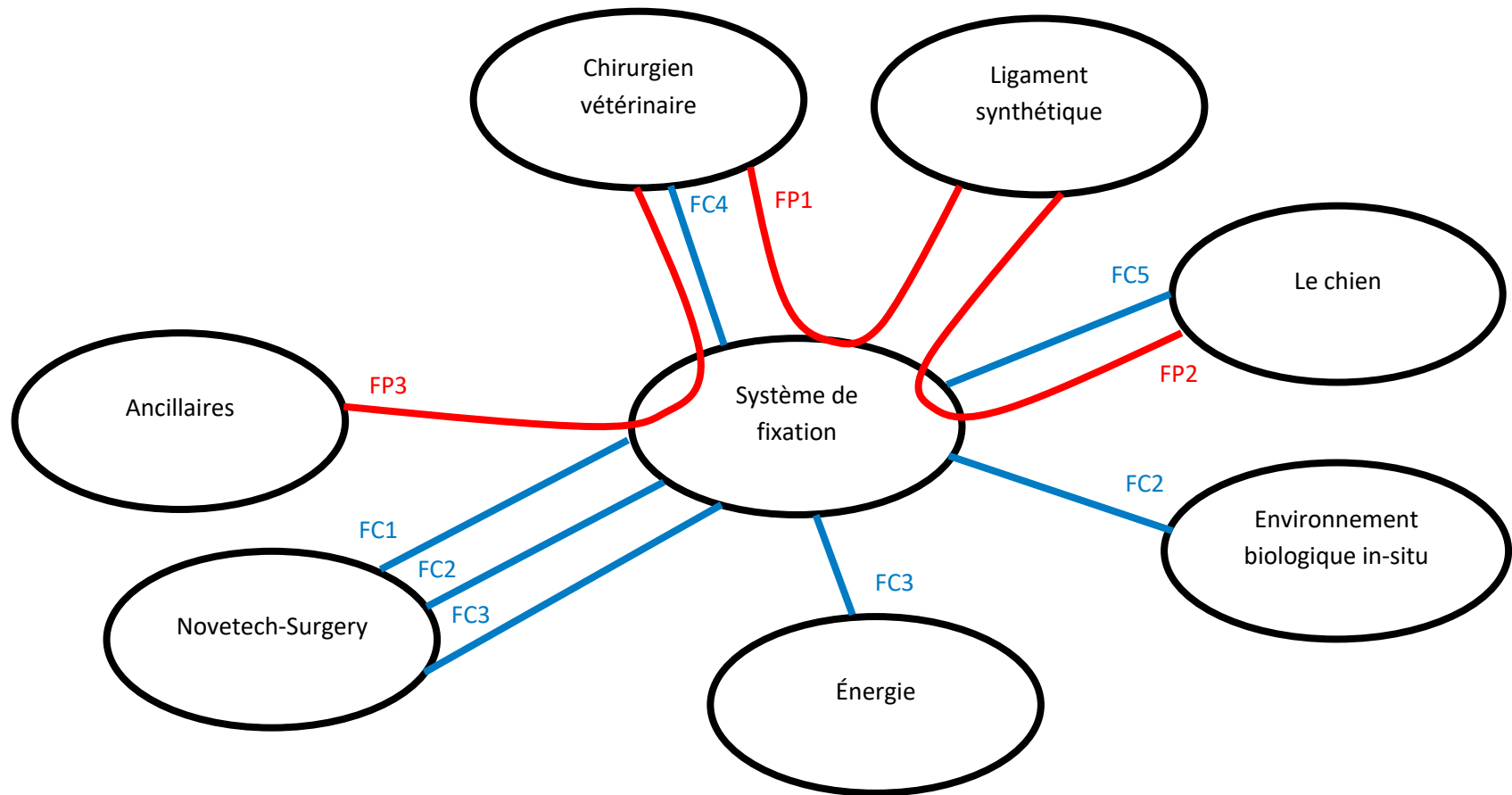
FC6 = Le système de fixation doit préserver l'intégrité du ligament synthétique de l'abrasion ainsi que le matériel osseux (au moment de l'implantation avec les ancillaires, puis lorsque l'ensemble du système de ligamentoplastie synthétique est posé in-situ). **[F0]**

FC7 = Le système de fixation doit limiter le déplacement antéro-postérieur (tiroir) à un intervalle compris entre [0 et 3 mm]. **[F0]**

FC8 = Le système de fixation doit pouvoir être facilement déclinable en plusieurs tailles afin de répondre à la variabilité interindividuelle présente chez les chiens. **[F1]**

FC9 = Le système de fixation sera vendu non-stérilisé et devra résister à l'énergie d'une stérilisation à l'autoclave. **[F2]**

FC10 = Le système de fixation doit/pourra faire l'objet d'un dépôt de brevet (bonus). **[F3]**



FP1 = Permettre au chirurgien vétérinaire de fixer le ligament artificiel.

FP2 = Permettre au ligament artificiel associé au système de fixation de traiter la rupture du ligament croisé antérieur chez le chien

FP3 = Permettre au système de fixation d'être implanté par le chirurgien à l'aide d'ancillaires.

FC1 = Le système de fixation ne devra pas être composé de médicament.

FC2 = Le système de fixation doit pouvoir être facilement déclinable en plusieurs tailles afin de répondre à la variabilité interindividuelle présente chez les chiens.

FC3 = Le système de fixation doit-être rentable pour Novetech-Surgery.

FC4 = Le système de fixation devra être biocompatible.

FC5 = Le système de fixation sera vendu non-stérilisé et devra résister à l'énergie d'une stérilisation à l'autoclave.

FC6 = Une fois implanté, le système de fixation associé au ligament synthétique devra limiter le mouvement du tiroir du chien à 3 mm en post-op immédiat.

FC7 = Le système de fixation devra d'adapter aux spécificités, anatomiques et biomécaniques de l'articulation du grasset canin.

FC8 = Le système de fixation doit pouvoir être facilement déclinable en plusieurs tailles afin de répondre à la variabilité interindividuelle présente chez les chiens.

Annexe n°3 : Description étendue du NovaFix associé à son ancillaire d'implantation spécifique

Définition des termes qui seront employés

Les termes « proximal » et « distal » s'entendent par rapport au chirurgien manipulant le système de fixation. « Proximal » se réfère à ce qui est plus proche du chirurgien que ce qui est « distal » qui est plus éloigné du chirurgien.

On entend par « transversal », une direction perpendiculaire à un axe longitudinal. Une coupe transversale est une coupe perpendiculaire à l'axe longitudinal.

1) Description de la partie femelle du NovaFix

La partie femelle du NovaFix (**Figure 1 et 2**) peut être considérée comme une cage creuse présentant un évidement intérieur [10] et débouchant de part en part suivant l'axe longitudinal.

- Celle-ci est composée de trois sections aux diamètres décroissants :
- Une section proximale aussi appelée collerette [1], médiane [2] et une distale [3].
- La section médiane [2] et distale [3] sont pourvues d'un filetage extérieur continu [4] ainsi que de fenestrations [5].
- La section proximale [1] interne de la partie femelle du NovaFix présente un filet [6] au secteur angulaire inférieur à 360° [11,2] coopérant avec le filet [16] de la section proximale de la partie mâle du NovaFix [13].
- L'implant synthétique en UHMWPE sera passé à l'intérieur de la partie femelle du NovaFix depuis sa section distale [3,9] jusqu'à sa section proximale [1,7].
- La zone de fixation de l'implant se fera en section distale [3] de la partie femelle du NovaFix au contact d'une surface interne présentant une pente de 12 à 20° [8].

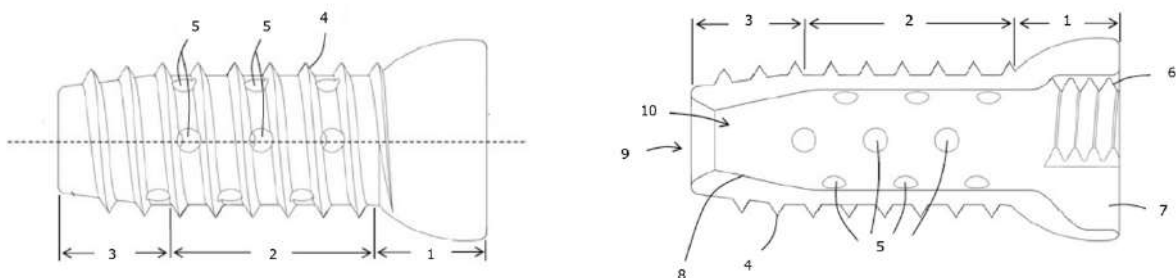


Figure 1. Schéma vue latérale à gauche et en coupe longitudinale à droite de la partie femelle du NovaFix

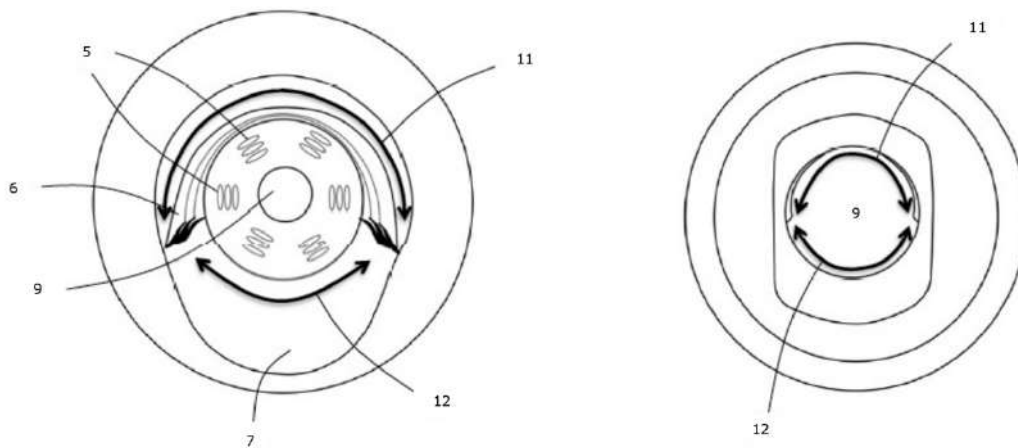


Figure 2. Schéma vue transversale proximale à gauche et en vue transversale distale de la partie femelle du NovaFix

2) Description de la partie mâle du NovaFix

- La partie mâle du NovaFix (**Figure 3**) est composée de trois sections aux diamètres différents :
- Une section proximale aussi appelée tête [13], médiane [14] et distale [15].
- La partie distale en forme d'ogive présente une pente de 12 à 20° coopérant avec la face interne [8] de la section distale de la partie femelle du NoavFix [3].
- Comme énoncé précédemment, la section proximale de la partie mâle du NovaFix [13] présente un filetage [16] coopérant avec le filetage interne [6] de la section proximale de la partie femelle du NovaFix [1].
- Enfin, la section proximale de la partie mâle du NovaFix [13] présente une empreinte de type « Torx Plus » [17] permettant au système d'entraînement correspondant de visser la partie mâle à l'intérieur de la partie femelle du NovaFix telle une contre vis.

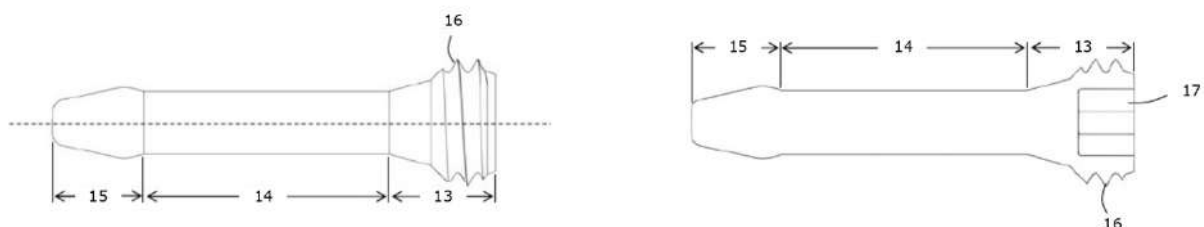


Figure 3. Schéma vue latérale à gauche et en coupe longitudinale à droite de la partie mâle du NovaFix

3) Description du NovaFix partie femelle et mâle associées

- Système de fixation « NovaFix » (**Figure 4**) permettant de verrouiller l'implant en UHMWPE [19] dans la section distale de la partie femelle [3] et mâle [15] du NovaFix.

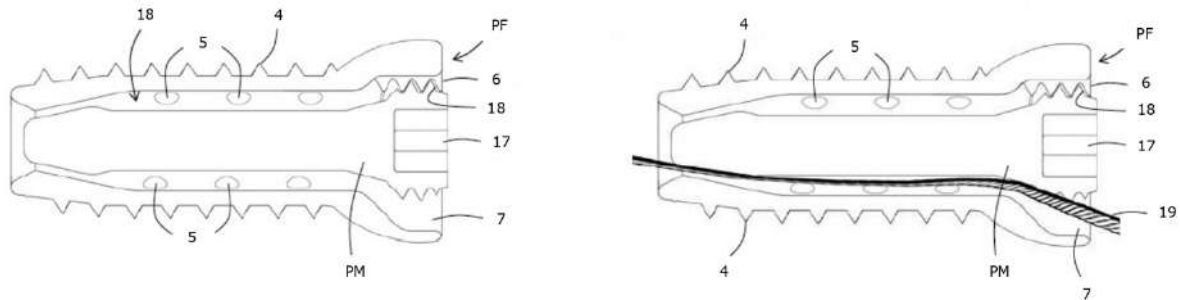


Figure 4. Schéma vue latérale à gauche et en coupe longitudinale à droite de la partie femelle du NovaFix

4) Description de l'ancillaire d'implantation de la partie femelle du NovaFix

- La partie femelle du NovaFix a nécessité le développement d'un ancillaire de pose spécifique (**Figure 5**) afin de permettre son implantation dans l'os tibial. Cet ancillaire est un système d'entraînement canulé [20, 25] épousant parfaitement la partie intérieure creuse de la partie femelle du NovaFix [10].
- Le système d'entraînement spécifique est composé de 3 sections aux diamètres différents tel que :
- Une partie proximale [20] composée d'une attache AO standard.
- Une section médiane [21] fine en sa partie proximale qui va progressivement s'élargir jusqu'à sa section distale [25].
- Une section distale [25] coopérante avec les spécificités dans la partie interne de la partie femelle du NovaFix tel que :
 - La partie [22] servant de support à la collerette [1] de la section proximale de la partie femelle du NovaFix.
 - La partie [23] épousant la forme [7] de la section proximale de la partie femelle du NovaFix [1].
 - La partie [24] épousant la forme [18] de la section médiane [2] et distale [3] de la partie femelle du NovaFix.

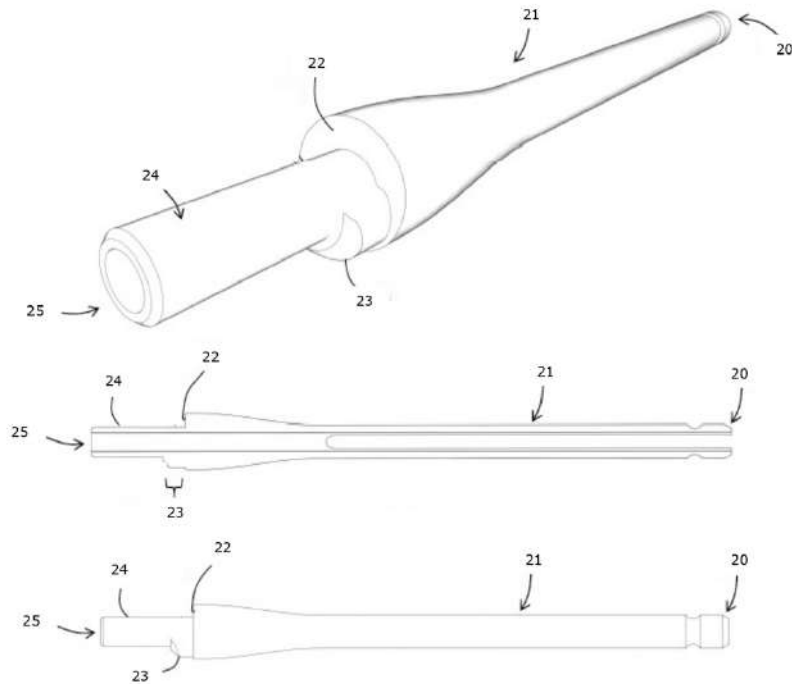


Figure 5. Schéma du système d'entraînement de la partie femelle du NovaFix en perspective en haut, en coupe longitudinale au centre et en vue latérale en bas

5) Description du prototype d'ancillaire de maintien de la partie femelle du NovaFix et de mise en tension

- La partie femelle du NovaFix a nécessité le développement d'un ancillaire spécifique (**Figure 6**) à deux fonctions :
 - Le maintien de la partie femelle du NovaFix afin de permettre le verrouillage de la partie mâle à l'intérieur de celle-ci sans risque de voir l'ensemble du NovaFix entraîné par le couple imposé par le chirurgien vétérinaire.
 - La mise en tension de l'implant en UHMWPE au moment du verrouillage du NovaFix.
- Cet ancillaire est composé d'un manche [26], d'une molette à encliquetage [27] permettant une mise en tension de l'implant en UHMWPE avec système anti-retour.
- Sa partie distale [28] présente un système de coopération avec la collerette [1] de la section proximale de la partie femelle du NovaFix (le système de coopération est à l'heure actuelle toujours en étude).
- Afin de permettre la mise en tension de l'implant en UHMWPE, un système de fentes au fond de la molette à encliquetage [29] a été imaginé afin de permettre l'entraînement du fil de traction proximal de l'implant. Cette zone a également pour

fonction de contenir et de stocker l'implant en UHMWPE qui se verra enroulé au cours de la mise en tension.

- La partie distale de l'ancillaire est ajourée [30] afin de permettre au système d'entraînement de la partie mâle du NovaFix (**Figure 3**) de pouvoir traverser l'ancillaire et ainsi permettre le verrouillage du NovaFix tout en maintenant la partie femelle de celui-ci immobile (**Figure 6**).

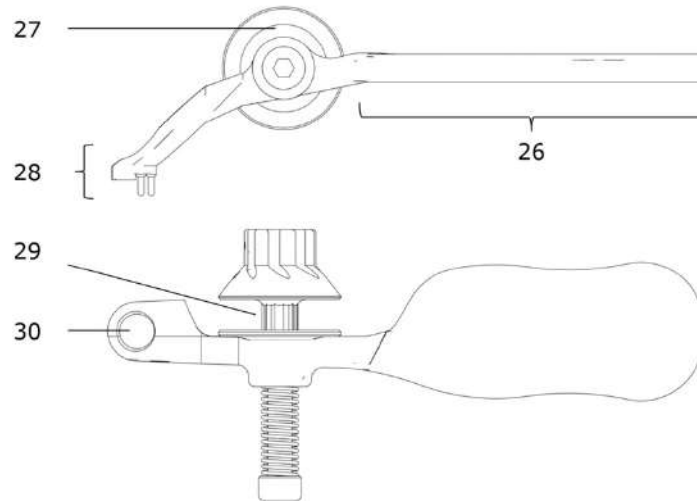


Figure 6. Schéma de l'ancillaire de maintien de la partie femelle du NovaFix en vue latérale en haut et en vue de face en bas

Annexe n°4 : Résultats bruts des onze essais biomécaniques en fatigue

Echantillons	Echantillon(s) montés dans la machine d'essai		Montée en charge à 50 N		Maintien des 50 N durant 60 secs		Rigidité linéaires (N/mm)										Déplacement total enregistré entre la fin du maintien à 50N et la fin des 50K cycles	Essai à rupture	
	Positionnement initial de la course traverse (mm)	Effort initial enregistré par la cellule de force (N)	Position de la course traverse (mm)	Effort enregistré par la cellule de force (N)	Position de la course traverse (mm)	Effort enregistré par la cellule de force (N)	1 ^{er} cycle	3 ^{ème} cycle	10 ^{ème} cycle	50 ^{ème} cycle	100 ^{ème} cycle	10K ^{ème} cycle	20K ^{ème} cycle	30K ^{ème} cycle	40K ^{ème} cycle	50K ^{ème} cycle		Position de la course traverse (mm)	Résistance maximale (N)
0711202 2_N2D	-6,49	5,53	-6,30	49,96	1,28	50,11	275,56	375,53	390,70	410,01	418,03	463,58	468,89	472,11	473,18	477,09	1,28	4,37	712,05
1011202 2_N4G	-8,95	5,21	-8,89	50,02	1,33	49,96	472,64	729,60	752,47	777,34	792,11	866,01	875,34	879,07	876,01	877,86	1,33	6,84	673,07
1411202 2_N5D	-7,40	2,68	-7,37	50,01	0,29	50,01	1059,19	1407,13	1412,72	1419,40	1419,03	1401,96	1396,83	1382,52	1378,52	1373,39	0,29	14,08	901,09
1611202 2_N6D	-8,31	7,10	-8,28	49,97	0,51	50,10	1126,93	1325,86	1343,97	1361,81	1372,53	1442,29	1414,76	1390,72	1390,83	1371,01	0,51	20,50	698,24
1711202 2_PE1	-1,56	6,14	-1,41	50,03	24,06	74,90	126,64	205,61	232,83	277,56	/	/	/	/	/	/	120,66	98,54	107,49
1811202 2_PE2	-5,14	-4,94	-5,03	50,02	2,21	50,17	225,85	479,29	486,88	492,84	487,15	511,57	512,16	516,62	517,03	518,56	2,21	11,65	528,32
2211202 2_PE3	-10,44	11,96	-10,41	50,40	0,57	50,13	317,28	299,61	286,48	262,20	257,52	211,95	186,77	175,62	169,19	164,18	0,57	14,66	988,95
2311202 2_N4D	-2,85	10,61	-2,74	50,17	3,25	49,68	183,11	202,41	204,00	210,26	215,75	273,30	282,47	289,04	292,72	296,83	3,25	15,24	734,28
2411202 2_N5G	-7,18	-1,23	-7,13	50,19	0,83	49,75	614,98	841,50	855,27	838,71	814,03	703,09	674,90	655,02	641,42	/	0,83	17,13	581,05
2911202 2_N6G	-8,17	11,46	-8,12	50,25	8,80	49,64	200,27	122,10	133,33	144,59	149,40	183,04	191,14	205,09	216,44	227,81	8,80	18,99	400,88
3011202 2_N3G	-6,10	5,70	-6,07	50,09	0,25	50,23	1356,95	1442,21	1459,37	1468,54	1476,60	1496,60	1471,61	1456,16	1439,19	1422,59	0,25	9,93	790,87