

Université de Montréal

**Evaluation *in vitro* de la cinématique tridimensionnelle
du genou canin intact, instable et corrigé par deux
chirurgies successives**

par

Nadège Chailleux

Département de sciences cliniques

Faculté de médecine vétérinaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de **Maître ès sciences (M.Sc.)**
en sciences vétérinaires
option sciences cliniques

Décembre 2005

© Nadège Chailleux, 2005



SF

607

U54

2006

V.023



Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

**Evaluation *in vitro* de la cinématique tridimensionnelle
du genou canin intact, instable et corrigé par deux
chirurgies successives**

Présenté par :

Nadège Chailleux

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dre Monique Doré, présidente-rapporteuse

Dr Bertrand Lussier, directeur de recherche

Dre Nicola Hagemeister, codirectrice

Dr André Desrochers, membre du jury

Résumé

La récupération incomplète d'un patient lors de chirurgie correctrice suite à la rupture du ligament croisé crânial (RLCC) suggère que, malgré l'éventail des techniques offertes, aucune ne semble réellement restaurer la fonction du genou atteint.

Les évaluations conventionnelles appliquées à ce jour ne permettent d'interpréter rigoureusement la fonction du genou. Les objectifs de cette étude *in vitro* étaient 1) de déterminer les effets de la RLCC sur la cinématique 3D de notre modèle, 2) de la comparer avec celle du genou stabilisé par chaque chirurgie successive. Nous avons avancé l'hypothèse que la RLCC et la stabilisation par la Technique Modifiée d'Imbrication du Rétinacle Latéral (TMIRL) ou par le Nivellement du Plateau Tibial par Ostectomie (NPTO selon Montavon) altéreraient la cinématique 3D du genou normal chez notre modèle.

Dix membres pelviens (5 droits, 5 gauches) de 8 chiens de race moyenne ont été utilisés. Seuls les genoux dont l'examen orthopédique et radiographique était normal ont été retenus. La cinématique 3D a été enregistrée à partir de senseurs de mouvement électromagnétiques (Fastrack, Polhemus, USA) fixés directement aux os, pour chaque situation : intact, lésé et stabilisé par les 2 chirurgies respectives. Le mouvement crânio-caudal et la laxité de rotation ont été respectivement induits avec une force de 50 N et une torsion de 3 N.m. L'amplitude de mouvement a été créée en exerçant une force de 100 N sur le tendon du quadriceps le genou étant fléchi à son maximum possible, soit un angle de 60°.

L'analyse de la variance à un facteur a servi à comparer la cinématique 3D entre chaque situation et le genou intact, propre contrôle ($p < 0.05$).

Les résultats obtenus ont corroboré les hypothèses avancées. A partir de notre modèle, aucune des 2 techniques testées ne semble restaurer une cinématique normale du genou canin. L'analyse de la laxité a démontré qu'après section du LCC, la laxité crânio-caudale et de rotation augmente de façon significative. La TMIRL restaure la translation normale du tibia et limite sa rotation à 90°. La NPTO selon Montavon augmente de façon significative la laxité crânio-caudale et de rotation. Quant à l'analyse du genou lors de l'amplitude de mouvement, aucune différence significative n'a été notée entre le genou intact et lésé. La

TMIRL réduit l'amplitude de mouvement et la rotation interne de façon significative. La NPTO selon Montavon crée une rotation externe anormale et une adduction excessive.

En dépit des limites de l'étude *in vitro* (absence de mise en charge et forces actives), ce modèle est un moyen d'analyser objectivement la cinématique 3D d'un genou canin stabilisé dans le but d'évaluer, améliorer et/ou trouver de nouvelles techniques chirurgicales.

Mots-clés : genou, canin, cinématique tridimensionnelle, ligament croisé

Abstract

Due to incomplete recovery of the operated limb after the Rupture of Cranial Cruciate Ligament (RCCL), many surgical techniques do not seem to restore normal stifle function. Conventional evaluations of stabilized stifles do not provide us with complete information about stifle function outcome. The purposes of this *in vitro* study were to determine: first, the effect of RCCL on 3D kinematics in our model and second, to compare 3D kinematics after two successive extra capsular stabilizing surgical techniques of the same stifle. We hypothesized that rupture of CCL and stabilization of the stifle by Modified Retinacular Imbrication Technique (MRIT) or Tibial Plateau Leveling Osteotomy (Montavon TPLO) alters 3D kinematics compared to a normal stifle in our experimental model.

Ten hind limbs (5 right, 5 left) of 8 large breed dogs were used. All joints were considered normal upon orthopedic and radiographic examinations. 3D kinematics of each stifle was recorded with electromagnetic movement sensors (Fastrack, Polhemus, USA) firmly attached to the bones in following situations: intact, after CCL section and after stabilization with MRIT and Montavon TPLO. First, craniocaudal and rotational laxities were recorded by using respectively a 50 N force and a 3 Nm torque. Range of motion was obtained by traction of the quadriceps tendon (100N) with a 60°-flexion angle at the beginning of the measurements. One way-ANOVA was performed to compare the 3D kinematic of each situation from 3D kinematics of the intact knee that served as control ($P < 0.05$). The results of this study support our hypothesis that in our experimental canine cadaver model, the two surgical techniques do not properly restore kinematics of the intact knee. From our model, neither of the two techniques seems to restore a normal canine stifle kinematics. The analysis of the laxity has demonstrated that after CCL-section, craniocaudal and rotational laxities are significantly increased. The MRIT restores the normal tibial translation and limits

its rotation at 90°. The Montavon TPLO significantly increases craniocaudal and rotational laxities. During range of motion analysis, no significant difference has been noted between the intact and CCL-section stifles. The MRIT significantly decreases the range of motion and the internal rotation. The Montavon TPLO creates an abnormal external rotation and an excessive adduction.

In spite of its limitations (no muscles, no weight bearing), this experimental *in vitro* study is the first step to objectively appreciate the 3D kinematics of the stabilized canine stifle in order to evaluate, improve and/or find new surgical techniques.

Keywords: stifle, canine, three-dimensional kinematics, cruciate ligament

Table des matières

Résumé.....	iii
Abstract.....	v
Table des matières.....	vii
Liste des tableaux.....	x
Liste des figures.....	xi
Liste des sigles et abréviations.....	xiii
Dédicace.....	xiv
Remerciements.....	xv
Introduction.....	1
Chapitre 1 : Recension de la littérature.....	3
1.1 Le genou canin.....	3
1.1.1 Généralités.....	3
1.1.2 Rappels anatomiques.....	4
1.1.2.1 Trois articulations en interrelation.....	4
1.1.2.2 La capsule articulaire.....	4
1.1.2.3 Les ménisques.....	5
1.1.3 Structures ligamentaires stabilisatrices.....	6
1.1.3.1 Les ligaments croisés du genou (<i>ligg. cruciata gemus</i>).....	6

1.1.3.2 Les ligaments collatéraux.....	8
1.1.3.3 Des stabilisateurs pour l'articulation fémorotibiale.....	9
1.1.4 Récapitulatif.....	13
1.2 La rupture du ligament croisé crânial	14
1.2.1 Pathophysiologie.....	14
1.2.2 Les effets de cette pathologie.....	18
1.2.2.1 Perte de la fonction normale du genou.....	18
1.2.2.2 Développement de l'ostéoarthrose.....	18
1.2.2.3 La perte de stabilité: une menace pour les ménisques.....	21
1.2.3 Les traitements proposés	22
1.2.3.1 Le traitement conservateur et médical.....	22
1.2.3.2 Le traitement chirurgical.....	24
1.2.3.2.1 Technique d'imbrication du rétinacle latéral.....	25
1.2.3.2.2 Technique du nivellement du plateau tibial.....	28
1.2.3.3 Sujet à controverse.....	33
1.3 Evaluation du résultat des techniques chirurgicales.....	35
1.3.1 Statique.....	36
1.3.2 Dynamique.....	38
1.4 L'analyse du mouvement du genou : la solution	39
1.4.1 Définitions	40
1.4.2 Complexité du mouvement.....	40
1.4.3 La cinématique bidimensionnelle et ses limites.....	41
1.4.4 La cinématique tridimensionnelle et ses avenues	42
Chapitre 2: Problématique et but de l'étude.....	46
2.1 Problématique.....	46
2.2 Hypothèse de travail.....	47
2.3 But de l'étude.....	47
Chapitre 3: Méthodologie.....	49

3.1 Sujets d'étude.....	49
3.1.1 Animaux.....	49
3.1.2 Mesure de l'angle du plateau tibial.....	49
3.1.3 Préparation des spécimens.....	50
3.2 Recueil des données.....	51
3.3 Protocole chirurgical.....	54
3.3.1 Genou intact.....	54
3.3.2 Genou lésé (section du LCC).....	54
3.3.3 La première chirurgie: TMIRL.....	55
3.3.4. La deuxième chirurgie : TPLO-Montavon.....	56
3.4 Analyses statistiques.....	56
Chapitre 4: Article: <i>In vitro</i> 3D kinematics evaluation of two CCL-deficient stifle repaired surgeries.....	58
4.1 Abstract.....	59
4.2 Introduction.....	61
4.3 Material and methods.....	63
4.4 Results.....	67
4.5 Discussion.....	69
4.6 References.....	75
Chapitre 5: Autres résultats.....	83
5.1 Laxité crâniocaudale	83
5.2 Laxité de rotation interne/externe (Annexe II).....	84
Chapitre 6: Discussion.....	86
6.1 Objectifs de l'étude.....	86
6.2 Choix de la méthodologie.....	87
6.3 Resultats et perspectives.....	92
Conclusion.....	100
Bibliographie.....	101

Liste des tableaux

Tableau I: Stabilisateurs primaires (I), stabilisateurs secondaires (II) lors du mouvement du genou canin.....	13
Tableau II: Chronologie des différentes étapes de dégénérescence lors de rupture du LCC.....	20
Tableau III: Pente du plateau tibial en degrés avant le NPTO-M.....	49
Tableau IV: Enregistrement de la laxité de translation crânio-caudale à différents angles de flexion dans chaque situation suivante: genou intact, après section du LCC, genou corrigé avec TMIRL puis NPTO-M.....	84
Tableau V: Enregistrement de la laxité de rotation interne/externe à différents angles de flexion dans chaque situation suivante: genou intact, après section du LCC, genou corrigé avec TMIRL puis NPTO-M.....	85
 ARTICLE	
Table 1: Tibial plateau angle (TPA), in degrees (°) before and after* tibial wedge ostectomy of 15 degrees.....	82

Liste des figures

- Figure 1: Ménisques et ligaments du genou gauche. Aspect dorsal.....6
- Figure 2: Ligaments croisés et méniscaux du genou gauche. Aspect médial.....7
- Figure 3: Technique modifiée d'imbrication du rétinacle latéral. Utilisation de prothèses de Nylon ancrées sous la fabelle latérale et médiale et passant à travers un trou foré au niveau de la crête tibiale.....26
- Figure 4: Compression tibiale induisant une force de poussée tibiale craniale résultant de la force de réaction au sol. Après rupture du ligament croisé crânial, ceci explique la translation crâniale du tibia.....29
- Figure 5: Coupe d'un prisme de 15° d'angle entre le ligament patellaire et l'aspect crânial du ménisque médial. Le point de pivot du prisme est défini comme l'aspect caudo-distal du ligament collatéral médial à son insertion sur le tibia proximal.....31
- Figure 6: Nivellement du plateau après excision du prisme osseux par basculement de la partie caudale tibiale, fixée à l'aide de 2 vis (la 1^{ère} vis installée étant la vis distale).....32
- Figure 7: Montage Chevalier. Genou intact fixé à chaque extrémité dans un cylindre avec du PMMA et une vis.....51
- Figure 8: Montage Chevalier. Genou intact fixé à chaque extrémité dans un cylindre avec du PMMA et une vis. Le cylindre contenant le tibia est libre pour permettre l'enregistrement de l'amplitude de mouvement. Le fil de soie est fixé au tendon du quadriceps.....53
- Figure 9: Incision du ligament croisé crânial par observation directe après une arthrotomie latérale minimale.....55

ARTICLE

Graph 1: Recording of the cranial tibial translation of the passive stifle movement in each following situation in comparison with the intact stifle: CCL-section stifle, repaired with MIRT, repaired with TPLO-Montavon.....	79
Graph 2: Recording of the tibial rotation of the passive stifle movement in each following situation in comparison with the intact stifle: CCL-section stifle, repaired with MIRT, repaired with TPLO-Montavon.....	80
Graph 3: Recording of the tibial abduction/adduction of the passive stifle movement in each following situation in comparison with the intact stifle: CCL-section stifle, repaired with MIRT, repaired with TPLO-Montavon.....	81

Liste des sigles et abréviations

br.	branche
cr/cd	crânial/caudal
d.l.	degré de liberté
<i>ie</i>	c'est-à-dire
kg	kilogrammes
LC	ligament croisé
LCC	ligament croisé crânial
LCCd	ligament croisé caudal
L Coll lat	ligament collatéral latéral
L Coll med	ligament collatéral médial
<i>Lig</i>	ligament
<i>Ligg</i>	ligaments
m.	muscle
MRIT	modified retinacular imbrication technique
N	newton
Nm	newton.mètre
NPTO-M	nivellement du plateau tibial par ostectomie-Montavon
PMMA	polyméthylméthacrylate
prox/dist	proximal/distal
RLCC	rupture du ligament croisé crânial
TPLO	tibial plateau leveling osteotomy
TMIRL	technique modifiée d'imbrication du rétinacle latéral
3D	tridimensionnel
±	plus ou moins
SD	standard deviation (écart-type)

A mon amie Johanne

Remerciements

Au Docteur Bertrand Lussier, mon directeur de maîtrise pour m'avoir suggéré ce sujet de thèse. Grâce à toi, j'ai découvert le monde de la recherche humaine et une équipe enthousiaste et serviable.

A Nicola Hagemeister, ma co-directrice. Nicola, tu es un exemple de sagesse. Je te remercie du fond du cœur pour ton soutien professionnel et personnel. Je suis heureuse de t'avoir désormais comme amie.

A Yan Chevalier, inoubliable compère lors de nos expériences. Nous avons su travailler dur, dans la joie et la bonne humeur. Merci de m'avoir remonté le moral à cette époque. Désormais, tu as rejoint le vieux continent. Bonne chance dans tes projets futurs.

A l'équipe du LIO et en particulier Jacques de Guise pour sa bonne humeur et son dynamisme. Merci à Gerald Parent pour son support informatique.

A Laurent, mon époux. Tu as endossé mes plaintes successives, mes espoirs, mes désillusions tout au long de mes études. T'as signé pour mon chéri! Merci.

A mes parents sans qui je n'aurais accompli tout cela. Merci pour votre soutien permanent. Je vous aime.

Introduction

La rupture du ligament croisé crânial (RLCC) est une des pathologies les plus rencontrées dans le diagnostic de boiterie chez le chien [Johnson JA, 1994]. Quelque soit l'étiologie exprimée derrière cette déchirure partielle ou complète, l'instabilité qui en résulte mène inévitablement à la formation d'arthrose précoce [Boyd SK, 2000]. Depuis cette dernière décennie, il convient de traiter cette instabilité articulaire le plus rapidement possible et ce, chirurgicalement pour les chiens de plus de 15kg [Vasseur PB, 1985].

Eut égard aux multiples chirurgies à notre disposition, il n'en demeure pas moins que la profession aspire à utiliser une technique chirurgicale des mieux adaptées. Ce qui, en clair, consiste à respecter la cinématique tridimensionnelle du genou afin que le patient recouvre une fonction articulaire normale.

La recherche d'une correction optimale s'illustre par la venue de nouvelles techniques qui semblent parfois suppléer assez facilement les traditionnelles chirurgies. Cet état de fait explique les polémiques qui règnent aujourd'hui en chirurgie vétérinaire sur le bien fondé de celles-ci. Ces controverses s'appuient sur des observations litigieuses et l'apport de données objectives de l'effet de ces techniques sur la cinématique du genou pourrait permettre d'améliorer les techniques chirurgicales déjà rapportées (si besoin il y a) et évaluer avant utilisation sur patient de nouvelles chirurgies [Aragon CL, 2005].

L'efficacité d'une réparation chirurgicale est généralement jaugée par l'observation directe de la démarche du patient, la manipulation du genou et parfois l'analyse des forces à l'aide de plate-forme d'analyse des forces de réaction au sol. Ces éléments apportent au chirurgien une idée subjective, globale du succès ou non de sa technique.

L'idée amenée par Wexler et al. (1998) est de prendre en considération la complexité de l'articulation à traiter et de décomposer le mouvement dans son intégrité, à savoir dans l'espace. Ainsi, Wexler a pu définir les adaptations du mouvement articulaire faisant suite à la rupture du LCC. Dans le domaine vétérinaire, Saleh et Murdoch ont démontré dès 1985

que l'utilisation des systèmes de mesures quantitatifs permettant d'évaluer la cinématique 3D des genoux de chiens était nécessaire.

La cinématique 3D *in vivo* est une méthode d'analyse avantageuse qui, malheureusement, par certains aspects réducteurs ne peut s'appliquer en tout temps. Envisager l'étude de plusieurs techniques chirurgicales sur un genou canin nous contraint à travailler sur des sujets cadavériques. *In vivo*, les mesures de la cinématique rencontrent des biais comme par exemple la mobilité cutanée ou la douleur que peuvent procurer certains montages chez le patient. Korvick en 1994 a analysé la cinématique du genou canin avant et après section du LCC. Dans cette étude, l'application directe sur les os des capteurs chez le chien vivant constituait un biais par la douleur résultante.

L'utilisation des études *in vitro* est un excellent moyen pour développer des outils fondamentaux et mieux comprendre l'impact des chirurgies sur la cinématique 3D de l'articulation en tentant de minimiser les biais. Actuellement, il existe tout un éventail d'appareils analysant la cinématique 3D. Notre équipe de recherche a choisi un système électromagnétique dit Fastrack enregistrant le mouvement à l'aide de capteurs rattachés au fémur et au tibia. Ce montage allie la mesure précise en 3D avec une méthode de représentation du mouvement en termes cliniques. Dans le présent projet, ce montage, adapté au genou de chien permet de mesurer la cinématique articulaire 3D dans différentes situations : articulation intacte, disséquée (ligament croisé crânial sectionné) et reconstruite par différentes méthodes chirurgicales.

Le but de cette étude est d'évaluer l'utilité de l'analyse cinématique tridimensionnelle du genou lors de reconstruction chirurgicale afin de déterminer objectivement les effets de celle-ci immédiatement après intervention.

Chapitre 1 : Recension de la littérature

1.1 Le genou canin

1.1.1 Généralités

Le genou canin intact est une structure composite complexe capable de glisser, rouler, d'effectuer des mouvements de rotation, de translation et d'angulation. Les mouvements se produisent simultanément dans les trois plans.

L'intérêt démontré pour cette articulation en recherche humaine et vétérinaire n'a jamais cessé d'exister et continue d'alimenter les laboratoires de recherche orthopédique. La raison majeure en est l'incidence élevée de la RLCC, l'une des pathologies les plus communes chez le chien. Les conséquences de cette déchirure sont en général irréversibles [Vasseur PB, 2002; Smith GN, 2002; Jackson J, 2001].

Suite à l'instabilité créée par la rupture de cette structure passive stabilisatrice, le patient est sujet à un haut risque de déchirure méniscale (77.3% sur 132 chiens) [Timmermann C, 1998] et développe très rapidement des signes de dégénérescence osseuse se traduisant par la présence d'arthrose prématurément [Boyd SK, 2000].

Afin de diminuer ces risques, une fois le LCC lésé, un diagnostic et un traitement précoce permettraient non seulement de rétablir une stabilité articulaire mais aussi d'assurer un retour à une fonction normale du genou.

Dans cette première partie, nous allons souligner la complexité anatomique du genou canin en détaillant les différentes structures et leur fonction dans la stabilité articulaire. Une meilleure compréhension de l'anatomie du genou canin est essentielle à l'analyse de son mouvement et à la réalisation de techniques chirurgicales réparatrices efficaces.

1.1.2 Rappels anatomiques

1.1.2.1 Trois articulations en interrelation

Le genou est une articulation diarthroïdale complexe synoviale condylienne. La partie sphéroïdique majeure est formée par les condyles fémoraux larges, arrondis qui s'articulent avec les condyles tibiaux aplatis donnant la partie condylienne ou fémorotibiale de l'articulation (*articulatio femorotibialis*) [Vasseur PB, 2002].

L'articulation fémoropatellaire (*articulatio femoropatellaris*), définie par la rotule et la trochlée du fémur ne sera pas évaluée dans ce travail. Bien que ces deux articulations soient interdépendantes, la rotule étant rattachée fermement au tibia par un ligament, tout mouvement entre ces deux structures va induire également un mouvement entre la rotule et le fémur.

L'incongruence qui existe entre les deux structures osseuses fémorale et tibiale est compensée par la présence de deux structures fibrocartilagineuses ou ménisques, un localisé entre les condyles médiaux adjacents (*meniscus medialis*) et l'autre (*meniscus lateralis*) entre les condyles latéraux adjacents du fémur et du tibia (figure 1).

L'articulation tibiofibulaire est aussi une composante de l'articulation du genou. Cette dernière sera également écartée de l'analyse de notre modèle expérimental sachant que nous ne nous intéresserons qu'au mouvement du tibia par rapport au fémur afin de simplifier notre modèle d'analyse.

1.1.2.2 La capsule articulaire

Elle est formée de trois sacs communiquant les uns aux autres. Deux d'entre eux se situent entre les condyles fémoraux et tibiaux (*saccus medialis* et *lateralis*) et le troisième est situé sous la rotule. A l'aspect proximal, le sac fait protusion d'un centimètre et demi sous le tendon du muscle quadriceps *femoris*. Au niveau latéral et médial, la partie articulaire de la capsule s'étend sur 2 cm des crêtes trochléaires vers les épicondyles

fémoraux. En région distale, les portions patellaire et fémorotibiale se rejoignent sans de véritables démarcations. Distal à la rotule, les couches synoviales sont séparées des couches fibreuses de la capsule articulaire par une quantité de gras, le coussin adipeux dit infrapatellaire (*corpus adiposum infrapatellare*), ce dernier augmentant en épaisseur à l'aspect distal [Vasseur PB, 2002].

1.1.2.3 Les ménisques

Les ménisques, au nombre de deux sont des disques fibrocartilagineux, semi-lunaire, avec un bord mince, concave, axial et un bord convexe, épais, abaxial. Le ménisque latéral est légèrement plus épais et forme un arc un peu plus grand que le médial. Le ménisque latéral ne s'attache pas au tibia caudolatéralement mais au fémur par le ligament ménisconfémoral, ce qui laisse le tendon du m. poplité à son origine passer sur le condyle tibial [Vasseur PB, 2002].

Les ligaments méniscaux sont au nombre de six. Quatre d'entre eux attachent les ménisques au tibia (deux par ménisque): les ligaments tibial crânial et tibial caudal du ménisque médial et les ligaments tibial crânial et tibial caudal du ménisque latéral. Le ligament fémoral du ménisque latéral (*lig. meniscofemorale*) est la seule attache fémorale des ménisques. Il passe de l'angle axial caudal du ménisque latéral dorsalement à la partie du condyle fémoral médial faisant face à la fosse intercondylienne. Le ligament transverse ou inter-méniscal (*lig. transversum genus*) est une petite bande fibreuse transversale quittant la partie caudale du ligament tibial crânial du ménisque médial pour rejoindre la partie craniale du ligament crânial tibial du ménisque latéral.

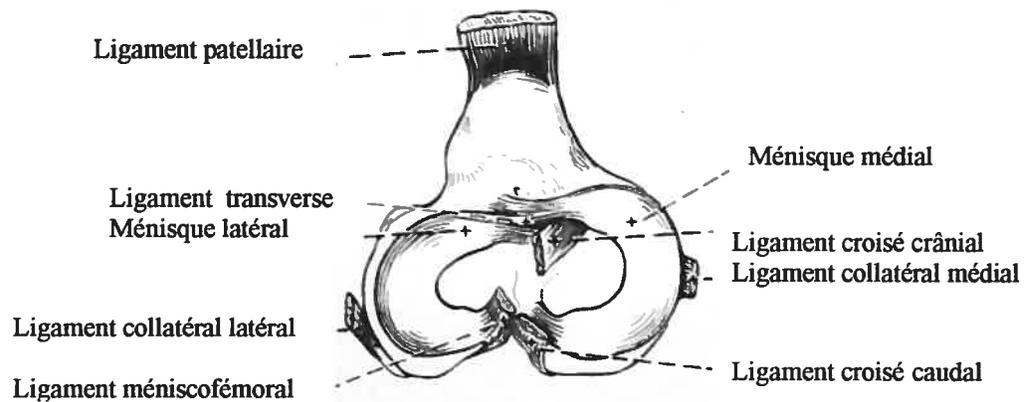


Figure 1 : Ménisques et ligaments du genou gauche. Aspect dorsal. (Dessin adapté du chapitre de Vasseur PB. Stifle joint. *In*: Slatter DH et al. *Small animal surgery*, 3th edition. Philadelphia: WB Saunders Co, 2002; 2090-2097)

1.1.3 Structures ligamentaires stabilisatrices

Les ligaments fémorotibiaux sont définis par les ligaments collatéraux et croisés (figure 1).

1.1.3.1 Les ligaments croisés du genou (*ligg. cruciata genus*)

Ils sont intra-articulaires (figure 2). Vasseur et Arnoczky (1981) étudièrent les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles des ligaments collatéraux et firent des mesures de tension en flexion et en extension. Ils trouvèrent que les ligaments collatéraux et croisés travaillent ensemble pour limiter la rotation interne. En extension, les collatéraux sont les premiers à s'opposer à la rotation interne du tibia. En flexion, ce sont les croisés.

La rotation externe était seulement limitée par les collatéraux que ce soit en flexion ou en extension.

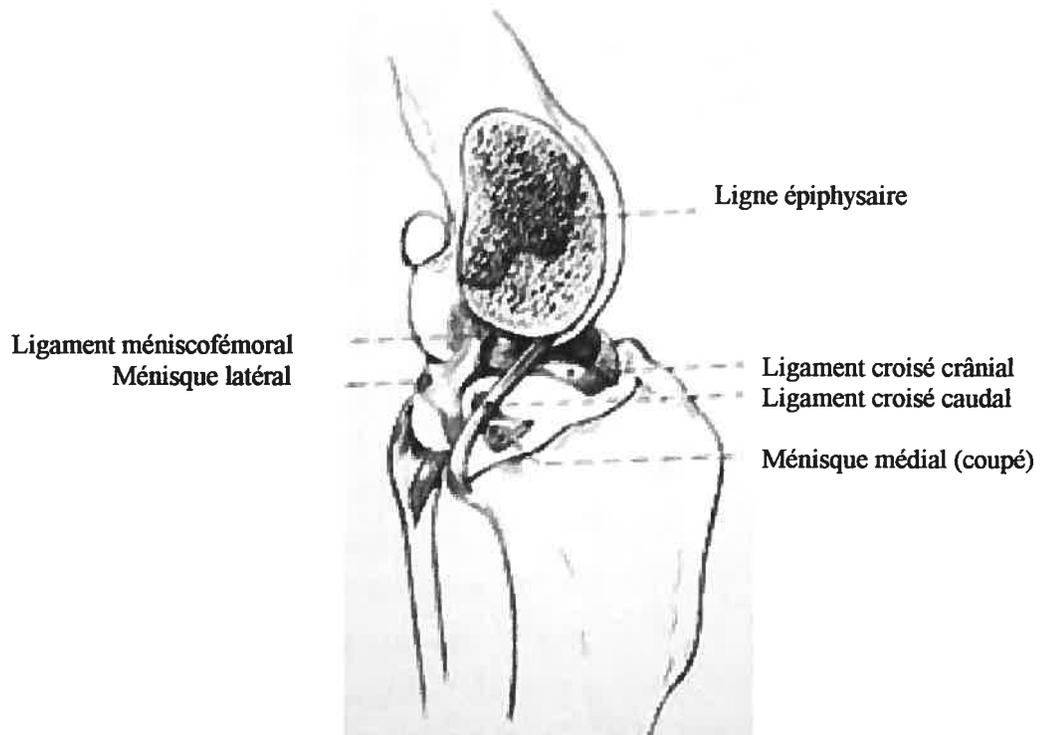


Figure 2 : Ligaments croisés et méniscaux du genou gauche. Aspect médial. (Dessin adapté du chapitre de Vasseur PB. Stifle joint. In: Slatter DH et al. *Small animal surgery*, 3th edition. Philadelphia: WB Saunders Co, 2002; 2090-2097)

Le ligament croisé crânial (*lig. cruciatum craniale*)

Partant de la partie caudomédiale du condyle latéral du fémur, le LCC croise en diagonale la fosse intercondylienne jusqu'à la portion craniale intercondylienne du tibia. Il est composé d'une bande crânio-médiale dont l'origine est située à l'aspect crânio-dorsal du

fémur et l'insertion à l'aspect crânio-médiale du tibia et d'une bande caudo-latérale plus large. La bande crânio-médiale est tendue tout au long du mouvement et la bande caudo-latérale est tendue en extension mais fléchie en flexion. Un ligament croisé crânial aberrant a été décrit en 1982 par Dueland et *al* avec deux origines sur le condyle fémoral latéral.

Le ligament croisé caudal (*lig. cruciatum caudale*) (LCCd)

Le LCCd part de la surface latérale du condyle fémoral médial à l'aspect caudo-distal vers le bord latéral de l'encoche poplitée du tibia. Il est un peu plus épais et nettement plus long que le LCC. Comme leur nom l'indique, les LC décussent ou se croisent mais le LCCd reste médial par rapport au LCC. Etant intra-articulaires, extra synoviaux, ils sont recouverts par la membrane synoviale qui, en fait, forme un septum sagittal imparfait dans l'articulation. Etant incomplet, il laisse une communication possible gauche-droite [Evans, 1979].

D'un point de vue physiologique, les LC du chien sont dotés d'abondants récepteurs proprioceptifs, description faite en 1992 par Yahia et *al*. Ces récepteurs dits Ruffins-Pacini sont localisés à l'intérieur du LCC.

1.1.3.2. Les ligaments collatéraux

Le ligament collatéral médial (tibial) (*lig. collaterale mediale*)

Ce large ligament s'étend de l'épicondyle médial du fémur et du bord médial du tibia environ 2 cm distal vers le condyle tibial médial. Il fusionne avec la capsule articulaire et le ménisque médial.

Le ligament collatéral latéral (fibulaire) (*lig. collaterale laterale*)

De même longueur et de même taille que le collatéral médial, il traverse la cavité articulaire en passant sur le tendon d'origine du m. poplité. Il finit sa course distalement sur la tête fibulaire avec peu de fibres s'attachant au condyle latéral du tibia adjacent.

1.1.3.3. Des stabilisateurs pour l'articulation fémorotibiale

Le rôle des ligaments est de limiter le mouvement articulaire. Leur propriété mécanique assure une stabilité passive et leur propriété neurologique informe le système nerveux central de la position, de la vitesse et de l'accélération de l'articulation pour susciter une stabilisation dynamique via les muscles [Johansson et *al*, 1991]. Le pourcentage et la valeur de la contribution neuromusculaire des ligaments à la stabilité articulaire font actuellement l'objet de nombreuses recherches [Shahar R, 2002; Shahar R 2004].

Le rôle de stabilisateur passif du LCC est celui qui nous intéresse plus particulièrement puisque c'est la stabilisation passive que l'on tente de rétablir par le traitement chirurgical. Bien que doté de propriétés viscoélastiques essentielles dans la biomécanique articulaire du genou (laxité et cinématique 3D), le LCC ne semble supporter que de faibles charges, ne dépassant pas 20% de sa résistance à la rupture [Beynnon BD, 1998]. Les muscles, la capsule articulaire et autres ligaments du genou interviendraient pour compenser cette faiblesse. Au cours d'un mouvement brutal, inhabituel, ce dernier pourrait alors être soumis à des forces approchant sa résistance à la rupture.

- Notion de stabilisateur primaire et secondaire :

Stabilisation passive = charges externes appliquées au genou.

Stabilisateur primaire = celui qui résiste en premier lieu à une charge

Stabilisateur secondaire = celui qui prend le relais quand le stabilisateur primaire est absent ou défaillant.

Le LCC résiste principalement à des translations crânio-caudales du tibia par rapport au fémur. Il semble intervenir comme stabilisateur secondaire de la rotation et de l'abduction tibiale [Franck et Jackson, 1997].

- Fonction des ligaments :

Collatéraux : La portion craniale du ligament collatéral médial est tendue tout au long du mouvement tandis que la portion caudale est relâchée en flexion. Le ligament collatéral latéral est relâché en flexion et tendu au cours de l'extension. Les ligaments collatéraux limitent en premier le mouvement de varus tibial (ligament collatéral latéral) et le valgus tibial (ligament collatéral médial). L'effet de restriction est plus prononcé en extension [Vasseur PB, 2002].

Croisés : Lorsque le genou fléchit, les ligaments croisés sont mis sous tension en varus ou valgus et sont de plus en plus sollicités pour limiter le mouvement de varus ou valgus. La partie craniale la plus large du LCCd est tendue en flexion et relâchée en extension tandis que la partie caudale est tendue en extension et relâchée en flexion. Ceci a pour effet de limiter la translation caudale du tibia par rapport au fémur et de limiter le mouvement de varus et de valgus en flexion. Le LCC est composé de deux bandes qui agissent en synergie ou séparément selon le degré de flexion ou d'extension du genou. Certains auteurs considèrent que le LCC est composé de trois bandes en incluant une bande intermédiaire [Norwood LA, 1979]. La bande crânio-médiale est tendue tout au long du mouvement tandis que la bande caudo-latérale est tendue en extension et relâchée en flexion.

Le LCC sert en premier lieu à contrôler le mouvement de tiroir et l'hyperextension. Il limite également la rotation interne du tibia en s'enroulant autour du LCCd. Il empêche un mouvement de varus ou de valgus excessifs du tibia si le genou est en flexion. Dû en partie à ses relations anatomiques avec le LCCd et son orientation spatiale dans l'articulation, le ligament croisé crânial est un stabilisateur majeur dans le mouvement du genou.

Le LCC est composé de nombreux faisceaux de fibres de collagène (20µm de longueur) séparées par des colonnes de cellules incluses dans des capsules fibreuses. Ces faisceaux sont regroupés en fascicules de taille variable recouverts par de fines membranes qui forment de simples ou multiples couches entre les fascicules. Le ligament a une forme spiralée jusqu'à 90° d'angle entre chaque zone d'attache. Au cours du mouvement articulaire, certains de ces faisceaux vont s'étirer progressivement pendant que d'autres

seront relâchés. Ce phénomène maintient une stabilité articulaire tout au long du mouvement. Au niveau des attaches osseuses, une zone transitoire de fibrocartilage et cartilage minéralisé (fibres de Sharpey) minimise le stress imposé en permettant un changement graduel en raideur [Carpenter DH, 2000; Vasseur PB, 2002].

Les mécanorécepteurs et les diverses fibres nerveuses afférentes présentes dans le LCC modulent les forces responsables de la tension du ligament, forces induites simultanément par la contraction des muscles caudaux de la cuisse et de la relaxation des muscles quadriceps. Il s'agit d'un mécanisme de rétrocontrôle protecteur sachant que chez l'homme la contraction du quadriceps augmente la tension dans les ligaments et la contraction des muscles ischio-jambiers diminue cette tension. Il existe un arc réflexe non relié aux récepteurs du LCC pour maintenir l'intégrité articulaire. Ce mécanisme est atténué chez l'homme lors d'une rupture du LCC [Vasseur PB, 2002].

- Vascularisation

L'apport sanguin est présent dans les tissus synoviaux du coussin adipeux et des tissus mous caudaux à l'articulation. Les vaisseaux sanguins majeurs proviennent des branches ligamentaires de l'artère géniculaire moyenne et de la branche terminale des artères géniculaires inférieures. Les plus petits vaisseaux arrivent des vaisseaux synoviaux et pénètrent le ligament. Ils s'anastomosent avec les vaisseaux endoligamentaires. La partie centrale du ligament croisé est moins vascularisée que les parties proximales et distales. Le LCC est globalement moins vascularisé que le LCCd [Moore KW, 1996].

- Mouvement du genou

Définir l'articulation du genou comme une charnière entre deux os (fémur et tibia) permettant une simple rotation uniplanaire par rapport à un axe stationnaire serait une représentation erronée de la réalité. Douée d'une complexité géométrique et fonctionnelle, le genou possède 6 degrés de liberté, avec la plus grande mobilité dans le plan sagittal en flexion-extension. Régie par les forces musculaires, la coordination entre les condyles

fémoraux et tibiaux, les ménisques et les ligaments va permettre un mouvement «harmonieux» et défini du genou dans l'espace.

En flexion, le ligament collatéral latéral est relâché et permet au condyle fémoral latéral de se déplacer caudalement et par là même au tibia d'effectuer une rotation interne. En extension, le ligament collatéral latéral est tendu et amène le condyle fémoral latéral à se déplacer cranialement, ce qui permet une rotation externe du tibia. Ces mouvements rotatoires au cours de la flexion-extension sont appelés chez l'humain «the screwhome mechanism» [Van Domelen BA, 1989]. Un très léger mouvement de tiroir est également observé dans le plan sagittal en raison de la forme des condyles fémoraux. Ils roulent caudalement en flexion et cranialement en extension par rapport au plateau tibial. Un léger mouvement de varus et valgus du tibia s'effectue dans le plan transverse. Les collatéraux limitent ce mouvement en extension. En flexion, les LC contribuent aussi au contrôle du mouvement de varus et valgus [Vasseur PB, 1981].

En flexion, la laxité du LCC est plus grande qu'en extension et à angles moyens. La flexion augmente la fréquence de rupture du ligament croisé à son origine fémorale et diminue celle à l'insertion tibiale. L'inverse se produit en extension.

Les mouvement articulaires excessifs sont limités non seulement par les contraintes ligamentaires du genou mais aussi par un système complexe d'arcs réflexes qui implique les groupes musculaires majeurs autour du genou.

1.1.4 Récapitulatif

Le tableau suivant récapitule le rôle des ligaments croisés crânial et caudal ainsi que des ligaments collatéraux comme stabilisateurs primaires et secondaires lors de la mise en charge à la marche, ce en translation crânio-caudale, en rotation interne/externe et en varus/valgus du tibia.

Ligament / Mouvement	LCC	LCCd	L Coll lat	L Coll med
Translation Cr-Cd	I	-	II	II
Translation Cd-Cr	(II)	I	II	II
Rotation interne du tibia	II	-	I	I (Flexion)
Rotation externe du tibia	-	II	I (Flex/Ext)	I
Varus du tibia	II	II	II (Flexion) I (Ext)	II (Flexion) I (Ext)
Valgus du tibia	II	II	II (Ext.) I (Flexion)	II (flexion) I (Ext)

Tableau I : Stabilisateurs primaires (I), stabilisateurs secondaires (II) lors du mouvement du genou canin

1.2 La rupture du ligament croisé crânial

La RLCC est une des pathologies sinon la pathologie la plus fréquemment associée aux boiteries du membre pelvien chez le chien [Johnson JA, 1994]. Cette lésion affectant le genou canin fut rapportée pour la première fois en 1926. Depuis, malgré le développement incessant des connaissances sur le sujet, la cause de rupture est souvent inconnue et le mode de traitement optimal demeure controversé [Aragon CL, 2005].

Les facteurs suspectés comme étant impliqués dans cette pathologie sont nombreux. Ils incluent la race, l'âge, le genre, la stérilisation, l'ischémie, l'obésité, les mécanismes à médiation immunitaire, l'angle du plateau tibial, l'encoche intercondylienne et les effets biomécaniques. Certains ont été pleinement étudiés, d'autres sont encore en cours d'investigation [Comerford EJ, 2005 ; Duval JM, 1999; Johnson JM, 1993 ; Goldberg VM, 1982].

1.2.1 Pathophysiologie

Il est important de différencier la rupture traumatique (histoire récente, traumatisme rapporté par le propriétaire) de la rupture suite à un processus dégénératif présente essentiellement chez le jeune et se manifestant par l'avulsion tibiale du LCC de la rupture progressive mettant en cause différents facteurs de dégénérescence ligamentaire.

Certains facteurs de risque tels que l'âge, la race et le genre appartiennent à une liste exhaustive (cf. références de l'introduction du paragraphe 1.2). Bien que la RLCC ait été observée chez toutes les tailles de chien, il semble que les races de taille moyenne soient représentées en plus grand nombre comparativement aux petites races (moins de 15kg) et à un plus jeune âge (moins de 7 ans). Certaines études épidémiologiques ont démontré la prédominance de certaines races telles que le Mâtin de Naples, l'Akita, le Saint-bernard, le Mastiff, le Chesapeake Bay Retriever, l'American Staffordshire terrier, le Terre-neuve, le Rottweiller et le Labrador Retriever avec une fréquence minimale chez le Lévrier, le Basset

Hound et le Berger anglais. La surcharge pondérale vient s'ajouter également aux facteurs de risque. Les chiens sujets à la RLCC sont communément des animaux stérilisés, surtout dans le cas des femelles. Existe t'il une relation avec une surcharge pondérale suite à la stérilisation ? Certains auteurs rapportent que 45.4% des femelles ovariectomisées sont obèses [Duval JM, 1999; Johnson JM, 1993].

Les facteurs cités ci-dessus peuvent être définis comme facteurs environnementaux. Ces derniers vont accélérer la dégénérescence progressive du LCC. Afin d'obtenir la rupture d'un LCC sain, il faut que celui-ci subisse une force excessive au point de rupture (environ quatre fois le poids du corps du chien) [Gupta BN, 1969 ; Kirby BM, 1993; Johnson JM, 1993] ; le cas échéant lors d'un mouvement d'hyperextension ou de rotation interne excessive du genou. Cependant, la dégénérescence du ligament avec l'âge et le peu d'exercice augmentent les risques de rupture sans traumatisme aigu.

Comerford et *al* (2006) ont examiné l'ultrastructure des LCC chez le Labrador et le Golden Retriever (races à haut risque) avec celui des Greyhound (race à bas risque) par microscopie électronique. Cette étude a mis en évidence que le diamètre fibrillaire du collagène est modifié lors de charge anormale et que le renouvellement en collagène dans les LC chez les chiens à risque est supérieur.

Une influence hormonale semble modifier les propriétés du ligament croisé. Lors des menstruations, l'incidence de rupture augmente et les athlètes féminins sont plus facilement sujets à une rupture de LCC. L'œstrogène diminue la synthèse de collagène dans le LCC humain et ralentit le métabolisme cellulaire ligamentaire *in vitro* chez le lapin [Whitehair JG, 1993]. Il est compréhensible dans ce cas que les chiens stérilisés démontrent un risque plus élevé de rupture du LCC. Reste que l'obésité peut être corrélée à un déséquilibre hormonal pouvant aussi affecter le métabolisme du tissu conjonctif.

Hayashi et *al* (2004) ont travaillé sur l'histologie du ligament croisé lors d'instabilité articulaire chez le genou canin. Ils ont démontré qu'un haut risque de rupture

est associé à une inflammation de la membrane synoviale et des changements d'adaptation ou dégénératifs dans les cellules et la matrice du LCC [Hayashi K, 2004]. Ces altérations extensives touchant les populations cellulaires et la structure collagénique de la matrice extracellulaire ont été observées dans le LCC lésé. Malgré une tentative de réparation épiligamentaire, aucun tissu cicatriciel n'a été vu entre chaque partie du LCC lésé. Les changements décrits par Hayashi et al semblent être le résultat d'effets cumulatifs de remodelage et d'adaptation à des charges mécaniques et des micro-blessures [Hayashi K, 2003]. Muir et al (2002) ont mis en évidence que le LCC après rupture contenait un plus grand nombre de cellules avec des protéinases TRAP et cathepsin K par rapport au LCC de chiens en santé, jeunes ou âgés. Leurs résultats suggèrent que l'information de signal cellulaire régulant ces protéinases peut faire partie du mécanisme qui dirige la régulation du remodelage ligamentaire collagénique. Elle serait responsable de la faiblesse progressive du LCC dans le temps [Muir P, 2002].

Comerford et al (2006) ont récemment mis en évidence que la laxité crânio-caudales du genou est de façon significative plus grande chez les Labradors retrievers et que leur LCC tend à être plus faible que celui des Greyhounds. Ils ont également mis en avant un plus grand renouvellement de collagène chez les Labradors (plus grandes concentrations de pro-MMP-2). Le métabolisme différent de la matrice collagénique dans les LCC des chiens pourraient les prédisposant à la rupture est relié à une plus grande laxité du genou et des propriétés ligamentaires matérielles inférieures [Comerford EJ, 2005].

L'immobilisation est un facteur prédisposant à la rupture. Les chiens contraints à peu d'exercice, souvent obèses et peu musclés infligent à l'articulation du genou une surcharge anormale quotidienne et potentiellement au ligament croisé. L'obésité est probablement un facteur aggravant mais à l'heure actuelle aucune étude objective n'a pu mettre en évidence une corrélation entre obésité et RLCC. Noyes et al examinèrent des préparations os-LCC-os de singes rhésus ayant été immobilisés pendant 8 semaines [Noyes FR, 1980; Noyes FR et Grood ES, 1976]. Une diminution en force et solidité fut constatée.

Le diamètre du ligament n'avait pas changé mais les propriétés matérielles du collagène étaient altérées. Il fallut jusqu'à 12 mois pour que le ligament retrouve une force normale. Des facteurs anatomiques peuvent précipiter la dégénérescence du LCC en exerçant des forces ou des charges inappropriées sur ce dernier.

Une difformité tibiale craniale va créer une biomécanique altérée au niveau du genou et solliciter le LCC de façon excessive en accélérant le processus de dégénération. Cette théorie prédomine aujourd'hui par rapport à l'angle exagéré du plateau tibial. Durant ces dernières années, la technique du nivellement du plateau tibial a fait l'objet de nombreux débats. Des études se contredisent quant à la supériorité de cette technique [Morris E, 2001; Wilke VL, 2002]. Certains auteurs comme Aragon et Budsberg ont défini une classification basée sur la méthode d'évaluation et ont tout simplement mis en évidence l'absence de données objectives sur l'appréciation des techniques chirurgicales et la récupération des patients opérés [Aragon CL, 2005].

Certaines pathologies inhérentes à l'articulation du genou peuvent aussi précipiter la dégénérescence prématurée du ligament croisé. Parmi celles-ci figurent les arthrites à médiation immunitaire, les synovites immunitaires et les arthrites septiques. La dégénérescence des ligaments, du cartilage et des os se produit lorsque les protéases libérées par les macrophages de la synovie dégradent les protéoglycanes et le collagène [Goldberg VM, 1982]. Niebauer et Menzel (1982) ont suggéré une composante immunologique dans la rupture du LCC en mesurant des concentrations significatives de complexes immuns chez des chiens avec rupture uni ou bilatérale. Reste à déterminer s'il s'agit de la cause ou du résultat de la rupture du ligament croisé, ces complexes immuns pouvant toutefois être la résultante de la RLCC.

1.2.2 Les effets de cette pathologie

1.2.2.1 Perte de la fonction normale du genou

Considérant le rôle du LCC dans la stabilité du genou, il est facile de comprendre les changements encourus lors de sa rupture. La perte de stabilité de l'articulation fémorotibiale se manifeste essentiellement par l'apparition d'une laxité excessive crânio-caudales. Cette instabilité est diagnostiquée cliniquement par le signe du mouvement de tiroir et est pathognomonique de la rupture du LCC [Arnoczsky, 1977; Payne JT, 1993; Zatloukal J, 2000]. Le ligament croisé crânial limitant l'hyperextension du genou et sa rotation interne, sa rupture entraîne une rotation latéro-médiale supérieure à la normale ainsi qu'une hyperextension exagérée.

L'absence de contrainte dictée par le LCC crée dès lors des changements sévères et rapides sur les propriétés mécaniques de l'os sous-chondral et modifie la densité de l'os minéral, surtout au niveau fémoral. Dans une étude, les régions modifiées au niveau de l'os spongieux correspondaient aux déficits cartilagineux focaux observés [Boyd SK, 2000].

1.2.2.2 Développement de l'ostéoarthrose

La rupture du LCC, par une suite constante d'événements (tableau II) entraîne des changements dégénératifs au niveau du genou. D'ailleurs, la transection expérimentale du LCC est couramment utilisée depuis des décennies pour créer des modèles d'arthrose (modèle Pond-Nuki) [Cook, 2005 ; Johnson JM, 1993]. Cette instabilité engendre une inflammation de la capsule articulaire et de la membrane synoviale, par conséquent une dégénérescence du cartilage articulaire, la production d'ostéophytes péri-articulaires et des lésions méniscales. En réponse à l'instabilité articulaire et aux stress mécaniques qui en découlent, ce processus de destruction progressive du cartilage se manifeste en premier lieu par des changements structurels du collagène et des protéoglycanes. Dans la zone superficielle du cartilage, les fibres de collagène deviennent plus espacées en 4 jours et de

nouvelles fibres, minces apparaissent dans un délai de 7 jours [Korvick DL, 1991 ; Vasseur PB, 2002]. Le processus de dégénérescence est en premier activé dans la zone intermédiaire et les organelles cytoplasmiques s'hypertrophient dans les 4 jours suivant l'insulte. En moins de deux mois, suite à la rupture du LCC, des fissures à la surface du cartilage sont évidentes et une dégénérescence cellulaire s'ensuit quelques mois plus tard. Les zones les plus endommagées sont caractérisées par une fibrillation sévère. La formation d'ostéophytes s'organise dès la rupture du ligament croisé. Les ostéophytes se présentent d'abord sous la forme de tissu fibreux qui subit une métamorphose chondroïde et une ossification endochondrale. Les ostéophytes se situent dans les régions péri-articulaires couvertes par la membrane synoviale. Parfois, les ostéophytes superficiels envahissent le cortex osseux et communiquent avec la cavité d'os spongieux [Korvick DL, 1991 ; Vasseur PB, 2002].

Aujourd'hui, d'après la littérature des dernières décennies, il semble qu'après relâchement et/ou rupture du LCC, le cartilage du genou va subir des forces mécaniques non-physiologiques secondairement à l'instabilité articulaire résultante et subir des dommages irréversibles. Ceci amène à une dégénérescence progressive plus ou moins rapide. De ce constat, le temps d'attente pour rétablir une fonction normale est un facteur qui pourrait jouer en faveur ou non d'une dégradation inéluctable du cartilage [Boyd SK, 2000 ; Leroux, 2001 ; Innes JF, 2004]. Notons que lors de rupture partielle, la biomécanique est également modifiée et les facteurs de l'inflammation (phénomène entretenu par la lésion ligamentaire), relâchés dans le liquide synovial agissent au détriment de l'intégrité du cartilage [Innes JF, 2004].

Vasseur, en 1985, après avoir suivi 85 chiens de petite et moyenne race, atteints de rupture du LCC et traités médicalement, conclut que ceux de moins de 15 kg pouvaient être soignés sans intervention chirurgicale. Néanmoins, tous les chiens développèrent de l'arthrose. Seuls 19.3% des 57 chiens de race moyenne démontrèrent une amélioration et furent considérés comme normaux après 6 mois. Plus de 85% des petits chiens

s'améliorèrent ou montrèrent un retour à la normale après 6 mois. Quelque soit le poids du patient, une stabilisation précoce réduit potentiellement le risque de développement sévère d'ostéoartrite puis d'arthrose et un retour plus rapide à la normale [Vasseur PB, 1985]. Malheureusement, grand nombre des patients, à leur première présentation ont déjà des signes d'arthrose plus ou moins sévères.

Semaines	Changements dégénératifs
1	Début de fibrillation cartilagineuse
2	Présence d'hypervascularité périarticulaire
3	Développement d'ostéophytes (rapporté dès le 7ème jour)
4	Détection d'une distension articulaire médiale
6	Début de fibrose périarticulaire (re-stabilisation)
7	Blessure méniscale observée
8	Pic de formation d'ostéophytes et synovite
13	Diminution de la synovite
16	Erosion du cartilage articulaire
24	Rupture de la trame de fibrilles de collagène
48	Ralentissement de la formation d'ostéophytes

Tableau II : Chronologie des différentes étapes de dégénérescence lors de rupture du LCC (adapté de Korvick DL : Joint motion studies of the normal and cranial cruciate ligament deficient stifle in large breed dogs [thesis]. University of Illinois, Urbana, Illinois, 1991, p6)

1.2.2.3 La perte de stabilité : une menace pour les ménisques

Les ménisques sont définis comme une paire de fibrocartilage composé avant tout de collagène type I et de protéoglycanes dont le rôle est d'absorber les forces de transmission, les chocs, de stabiliser l'articulation et de la lubrifier en même temps. La rupture du LCC accompagnée d'une blessure méniscale médiale est l'une des lésions les plus courantes en orthopédie canine. Le ménisque médial est moins mobile que le latéral et a en toute relativité un contenu en eau et glucosamine moindre [Fithian DC, 1990]. Par conséquent, il est plus enclin à subir des dommages lors d'instabilité articulaire suite à la rupture du LCC [Jackson J, 2001]. La corne caudale se coince entre le plateau tibial et le condyle fémoral médial. La zone interne ou axiale du ménisque (soit 75%) est peu vascularisée et ne guérit pas après déchirure. Cette dernière est malheureusement la plus touchée.

Une intervention tardive augmente le risque de déchirure méniscale [von Eisenhart-Rothe R, 2004]. Majoritairement, l'observation directe par arthrotomie exploratrice ou indirecte par échographie ou arthroscopie va permettre son diagnostic [Mahn MM, 2005]. L'appréciation subjective de l'état des ménisques est délicate et déterminante. Pour une part, la méniscectomie pourrait contribuer à l'instabilité articulaire [Anderson DR, 1993], de l'autre un ménisque endommagé laissé tel quel entretiendra la progression d'arthrose et occasionnera une douleur (présence de récepteurs à la douleur et de fibres non-myélinisées) [Smith GN, 2002 ; Vasseur PB, 2002]. Fait intéressant rapporté par Johnson et al en 2004, entre une méniscectomie partielle du pôle caudal ou une méniscectomie totale, la sévérité du développement d'arthrose suite à l'une ou l'autre est similaire.

Il se peut qu'un facteur important précipitant la formation de lésions méniscales soit l'âge du patient. Le ménisque devient moins compliant en perdant de son élasticité. Dans une étude, Jackson et al ont observé que les ménisques des chiens de 3 ans et plus étaient moins cellulaires que ceux de moins de 3 ans [Jackson J, 2001].

La technique de nivellement du plateau tibial pour corriger l'instabilité du genou suite à la RLCC s'accompagne d'une incision du ménisque médial (si celui-ci est considéré normal) en guise de prévention. Cette nouvelle technique a soulevé une polémique en instaurant d'office un relâchement méniscal afin d'éviter toute lésion ultérieure lors du mouvement passif du genou. Le LCC n'étant pas réparé ou remplacé, l'articulation est uniquement stabilisée de manière dynamique, c'est-à-dire lors d'une mise en charge du membre. Au repos, un mouvement de tiroir peut se produire et mettre en danger l'intégrité du ménisque médial. Bien que controversée, cette étape supplémentaire se pratique désormais sur des patients opérés avec d'autres techniques telle que l'imbrication du rétinacle latéral afin de limiter un retour en chirurgie quelques semaines ou mois plus tard (5% des lésions méniscales post-opératoires) [Flo GL, 1993; Pozzi, 2005]. Selon Pozzi qui définit le terme «meniscal release» comme une méniscectomie partielle, il n'y pas de différence significative chez son modèle entre méniscectomie totale et méniscectomie partielle.

1.2.3 Les traitements proposés

Le choix est souvent orienté en fonction de l'âge de l'animal, de son poids excessif ou non, de sa taille, de son activité (chien de chasse, de travail versus chien de compagnie, sédentaire), des problèmes orthopédiques concomitants et systémiques, des considérations économiques et de la compliance du propriétaire dans le suivi post-opératoire, de la préférence du chirurgien et de la prise en compte d'études scientifiques démontrant un résultat supérieur de certaines techniques [Conzemi MG, 2005].

1.2.3.1 Le traitement conservateur et médical

Le traitement conservateur est conseillé chez les chiens de petite race de moins de 15 kg. Sur 28 chiens de moins ou égal à 15 kg, 86% étaient cliniquement normaux ou s'amélioraient après un suivi de 36.6 mois [Vasseur PB, 1985]. Pond et Campbell, en 1972

rapportèrent un succès de 90% chez des chiens de moins de 20 kg non traités chirurgicalement. Depuis quelques années, certains chirurgiens s'emploient à traiter chirurgicalement cette catégorie de patients afin de parer au plus vite aux dommages cartilagineux. En s'appuyant sur d'autres études, une attente de 6 à 8 semaines avant recommandation chirurgicale a été suggérée chez les animaux de petite taille [Strande A, 1966].

Le traitement conservateur se limite à une restriction d'exercice (courtes marches en laisse), une réduction du poids corporel si nécessaire et l'utilisation d'analgésiques au besoin. Depuis peu, la physiothérapie en médecine vétérinaire a connu un essor et s'avère essentielle dans la réhabilitation post-opératoire ou dans un programme purement conservateur. Des mouvements passifs de flexion/extension effectués par le propriétaire ou l'utilisation de la natation ont démontré leur efficacité dans certains cas [Johnson JM, 1993 et 1997, Bruce WJ, 1998]. L'inconvénient réside dans l'investissement de temps pour le propriétaire et ne peut toujours être appliqué.

L'étude de Vasseur en 1985, qui suivit 57 chiens de plus de 15kg a démontré la nécessité d'une intervention chirurgicale. Traités de manière conservatrice, leur boiterie persista ou empira après 10,2 mois [Vasseur PB, 1985].

Généralement en association avec un traitement conservateur ou chirurgical, l'utilisation de médicaments aura pour but de limiter les phénomènes inflammatoires suite à la rupture du LCC et tenter de ralentir la dégénérescence cartilagineuse. En plus de leur effet analgésique, l'utilisation de certains anti-inflammatoires [Henrotin Y, 2005] tel que le carprofen a démontré une diminution significative de la sévérité de l'arthrose sur un modèle expérimental canin. Le mécanisme d'action reste encore à être élucidé [Pelletier JP, 2000]. Certaines études ont démontré que les corticoïdes intra-articulaires et oraux diminueraient de façon significative l'érosion du cartilage et la production d'ostéophytes chez les chiens dont le LCC avait été sectionné et ce, sans conséquence sur les contrôles normaux [Pelletier JP, 1989]. D'autres prétendent que les corticoïdes accélèrent la dégénérescence

cartilagineuse [Murray RC, 1998]. Les protecteurs de cartilage tels que la glucosamine et la chondroïtine sulfate pourraient augmenter la viabilité du cartilage et diminuer les niveaux de collagène chez les chiens lors de la section du LCC [Johnson KA, 2001]. L'injection intra-articulaire d'acide hyaluronique a donné jusqu'à présent des résultats mitigés [Marshall KW, 2000 ; Wenz, 2000]. D'autres composés ou médicaments sont encore à l'étude.

1.2.3.2 Le traitement chirurgical

Le but d'une intervention chirurgicale lors de RLCC est de stabiliser l'articulation et de tenter de minimiser la dégénérescence articulaire secondaire. La gestion des lésions du LCC est un véritable défi pour les vétérinaires. La rupture du LCC a été décrite pour la première fois il y a quasiment 80 ans et Paatsama, en 1952 fut le premier à proposer une option chirurgicale correctrice. Depuis, plus de 25 techniques différentes ont été décrites et utilisées chez les patients canins [Renberg WC, 2001]. Une dichotomie simple est employée pour les différencier : les procédures extra-capsulaires versus intra-capsulaires. Certains incluent la transposition de la tête fibulaire, le nivellement du plateau tibial par ostéotomie et les variables techniques de suture fabellaire dans la première catégorie. D'autres définissent une catégorie à part pour les techniques de nivellement du plateau tibial, procédures dites dynamiques: TPLO-Slocum [Slocum B, 1984 et 1993], TPLO-Montavon [Damur DM, 2003], avancement de la crête tibiale [Montavon, 2005], ostectomie en triangle fermé [Marcellin-Little D, 2005] et ostectomie intra-articulaire du tibia proximal [Jerram RM, 2005].

La méthode intra-capsulaire consiste à reconstruire le ligament à partir de tissus biologiques (autogreffes, allogreffes, xéno-greffes), de matériel synthétique ou des deux (greffe composite). Ces derniers incluent le plus souvent le tendon patellaire autogène renforcé par du polyéthylène téréphtalate (Dacron) ou de l'acide polyglycolique. L'utilisation d'une portion muscle-tendon (semi-membraneux par exemple), technique dite

dynamique, ne semble apporter d'avantages par rapport aux précédentes techniques. Les types de greffons les plus utilisés sont le tendon patellaire, le fascia lata ou la combinaison des deux. Aucun de ces greffons n'approche la solidité, la charge maximale et l'énergie absorbée à la charge maximale du ligament normal [Vasseur, 2002].

La reconstruction intra-capsulaires peut être associée à la technique extra-capsulaires. En effet, bien que mieux considérée pour la préservation du mouvement du genou (mise en place d'une greffe à la place du LCC), seule, elle est souvent en proie à un relâchement précoce du greffon par suite d'une nécrose avasculaire et de propriétés biomécaniques inadéquates. C'est pourquoi, la technique a été associée à la méthode extra articulaire [Vasseur, 2002].

Dans ce paragraphe, nous ne nous emploierons à faire une liste exhaustive de toutes les techniques chirurgicales mais attacherons de l'importance à celles qui furent l'objet de notre étude. La technique d'imbrication du rétinacle latérale et la technique du nivellement du plateau tibial sont, en Amérique du Nord les procédures chirurgicales majoritairement choisies dans le traitement de RLCC [Leighton RL, 1999]. C'est pour cette raison qu'elles ont fait l'objet de notre étude.

1.2.3.2.1 Technique d'imbrication du rétinacle latéral

La technique d'imbrication du rétinacle latéral telle que décrite aujourd'hui par la «gente chirurgicale» s'est légèrement éloignée de celle illustrée par De Angelis et Lau en 1970. Flo, en 1975 et Gambardella, en 1981 apportèrent quelques modifications à la version originale de réparation extra-capsulaires. La position et le nombre de sutures ainsi que la manière de sécuriser les nœuds des sutures constituent principalement l'essentiel des variantes de la technique d'origine [Renberg WC, 2001 ; Banwell NM, 2005]. Le premier à avoir rapporté le principe d'imbrication (resserrement du rétinacle latéral) fut Childers qui plaça des points de suture de type Lembert dans le fascia latéral du genou. Mc Curmin et

collaborateurs, de même que Pearson et son groupe modifient cette technique et augmentent le nombre de points de suture du même type puis ajoutent une imbrication médiale pour un renforcement additionnel. De Angelis et Lau prirent le relais en prenant ancrage autour de la fabelle et distalement au tendon patellaire. Avec ces techniques, une ou deux sutures au maximum étaient suffisantes à la stabilisation de l'articulation. Puis, Gambardella et ses collaborateurs inclurent trois sutures (une latéralement et deux partant du ligament collatéral latéral). L'une des procédures les plus fréquentes utilise une ou plusieurs sutures latérales et une médiale avec imbrication du rétinacle (celle évoquée dans notre étude, figure 3), technique appelée three-in-one technique of FLO (nommée MRIT dans notre étude) [Vasseur PB, 2002].

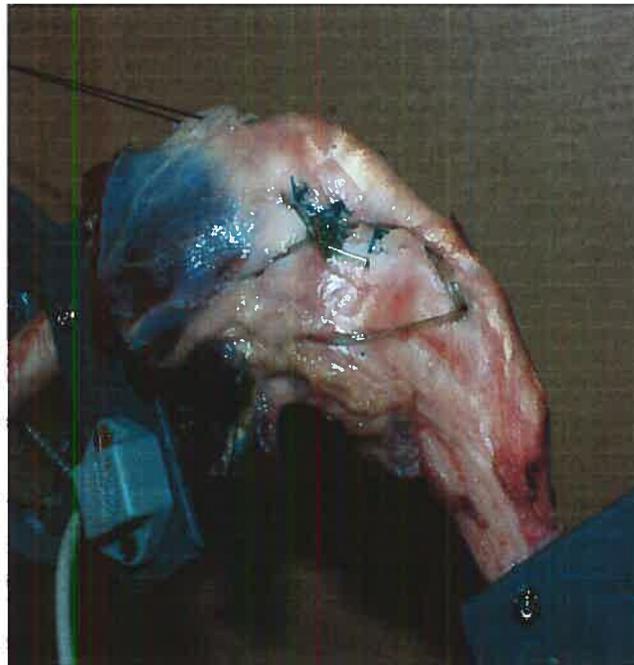


Figure 3: Technique modifiée d'imbrication du rétinacle latéral. Utilisation de prothèses de Nylon ancrées sous la fabelle latérale et médiale et passant à travers un trou foré au niveau de la crête tibiale.

Le choix des fils, les propriétés biomécaniques de ceux-ci, la manière de les attacher et l'effet de la méthode de stérilisation ont été étudiés. Certaines complications telles que le développement de fistules peuvent être associées à des réactions allergiques, immunitaires, à la taille du fil ou à une contamination pré-chirurgicale de celui-ci (28.7%) [Dulisch ML, 1981]). L'utilisation de fils de suture tressés augmente la formation de fistules et les infections post-opératoires [Korvick DL, 1994 ; Olmstead ML, 1993]. Une étude, en 1997, démontre que le monofilament en polyamide a les propriétés les plus convenables en comparaison avec le fils d'acier (cerclage) et les fils tressés non absorbables [Lewis DD, 1997]. En 2002, une étude rapporte que, parmi les fils testés, «Mason leader line» et le fil de pêche «Sufix» sont les fils de choix pour la technique de stabilisation extracapsulaire du genou canin, ayant les meilleures propriétés biomécaniques [Sikard GK, 2002]. Lors de cette étude, l'oxyde d'éthylène était la méthode préférée de stérilisation pour préserver la force et minimiser l'élongation du fil de pêche. Parmi les fils testés, le fil «Mason leader line» subissait le moins de changements (élongation et préservation de sa force) [Sikard GK, 2002]. En même temps, au cours de cette même étude, les auteurs suggèrent que la technique «crimping» qui consiste à sertir un petit cylindre métallique autour des fils est une alternative attrayante au serrage des fils par plusieurs nœuds et permet une réduction de l'élongation du fil de pêche en nylon [Sikard GK, 2002]. Ce système, étudié *in vitro*, en 1998 avait montré sa supériorité par rapport à un serrage par nœuds, testé à 27.3kg [Anderson CC 3rd, 1998]. Une étude, en 1999 a comparé l'effet de différents nœuds (simple versus chirurgical) sur les propriétés mécaniques de plusieurs monofilaments non absorbables de gros diamètre. Basé sur les paramètres cliniques pertinents (solidité et rupture), le type de nœud n'a pas d'effet sur le nylon #2 et le polybutester #2. Le nœud de chirurgical n'est pas conseillé avec le polypropylène #2, le fil de pêche 27 kg et le nylon «leader». La technique dite «sliding half-hitch» diminue le point de rupture du nylon «leader». Serrer le premier jet d'un nœud simple n'a pas d'effet adverse sur les propriétés immédiates des fils testés; cela augmente la solidité du nylon «leader» [Huber DJ, 1999].

S'agissant des techniques extraarticulaires, au cours des 50 dernières années, les résultats cliniques rapportés dans la littérature sont bons à excellents chez 85 à 90% des patients en dépit de l'incapacité à maintenir à long terme une stabilité au niveau du genou, de freiner la progression d'arthrose et d'empêcher secondairement un dommage méniscal [Vasseur PB, 1992; Moore KW, 1995; Jerram RM, 2003; Aragon CL, 2005].

1.2.3.2.2 Technique du nivellement du plateau tibial

La technique extraarticulaire ne semble pas ralentir la progression de l'arthrose, secondaire à la rupture du ligament croisé. Cette constatation a fait germer une nouvelle approche thérapeutique mais néanmoins chirurgicale : le nivellement du plateau tibial par ostéotomie.

Contrairement aux techniques précédemment décrites, cette technique chirurgicale ne cherche pas à restaurer la fonction stabilisatrice du LCC mais plutôt à apporter une stabilité fonctionnelle durant la mise en charge en réduisant la poussée tibiale craniale [Slocum B, 1984 ; Slocum B, 1998]. L'ensemble générant des forces articulaires excédant le poids du corps lors d'activité physiologique produit un stress élevé sur les structures de stabilisation passive comme le LCC. La force résultante de réaction au sol et les forces musculaires des extenseurs (quadriceps et gastrocnémiens) au cours de la mise en charge génèrent des forces compensées le long du tibia. La pente du tibia étant orientée caudo-distalement, la compression tibiale est à l'origine d'une force de cisaillement dirigée cranialement au niveau du tibia. Elle induit une translation tibiale craniale accentuée lors de la perte du LCC du genou, en d'autres termes, la poussée tibiale craniale [Slocum B, 1984, Li G et al, 1998] (figure 4).

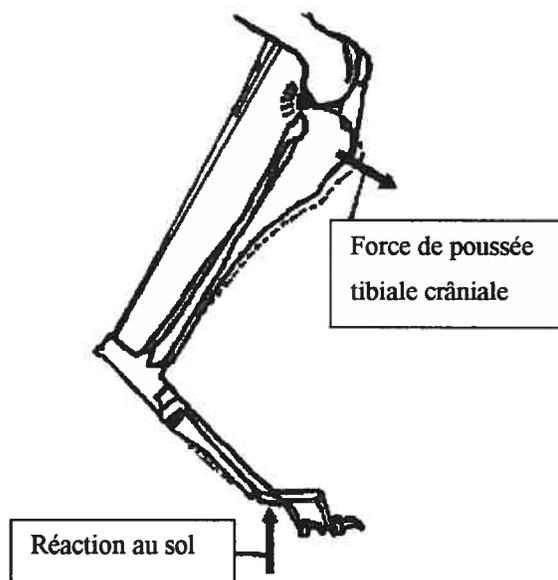


Figure 4 : Compression tibiale induisant une force de poussée tibiale crâniale résultant de la force de réaction au sol. Après rupture du ligament croisé crânial, ceci explique la translation crâniale du tibia (dessin adapté de l'article Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine, Vet Clin Nort Am Small Anim Pract. 1993 Jul ; 23(4), p782).

A cette force s'oppose normalement la retenue par le LCC et la traction caudale des muscles *biceps femoris* et ischiojambiers au niveau du tibia proximal. La technique originale élaborée par Slocum a été brevetée. C'est pourquoi, certains chirurgiens ont créé une variante de la chirurgie de Slocum en s'inspirant de la théorie de la poussée tibiale crâniale [Hildreth BE, 2006; Damur DM, 2003]. L'une d'elles (technique de Montavon) utilise non pas une ostéotomie circulaire du tibia proximal mais une ostectomie en forme de prisme (figures 5 et 6) [Damur DM, 2003]. L'influence de l'angle du plateau tibial sur le

stress exercé sur le LCC a été démontré chez l'humain dans plusieurs études expérimentales et cliniques [Giffin JR, 2001; Giffin JR, 2004]. Cependant, depuis quelques années, l'idée que la pente excessive du plateau tibial soit l'élément majeur de la rupture du LCC chez le chien est nuancée. Etant donné la grande variété d'angles de plateaux tibiaux rencontrée chez l'humain ou chez le chien et l'influence des techniques radiographiques dans la mesure de l'angle, des études ultérieures sont nécessaires pour confirmer ou infirmer cette théorie. Il est de plus en plus accepté que l'angle de plateau tibial ne soit pas un facteur prédisposant sauf s'il est excessif et la définition d'excessif n'est pas encore établie [Morris E, 2001; Wilke VL, 2002; Reif U, 2003].

Il semble que la correction de la difformité osseuse tibiale et fémorale soit tout aussi, voire même plus importante dans la stabilité articulaire [Slocum B, Slocum TD, 2000]. En effet, cette technique ne contrôle ni la translation ni la rotation du tibia après rupture du LCC [Slocum B, 1993]. On observe la persistance d'une rotation interne d'environ 10° après le nivellement du plateau tibial (l'effet «pivot shift ») [Losee RE, 1983]. En corrigeant la difformité tibiale, cette rotation interne excessive semble être contrecarrée [Losee RE, 1983].

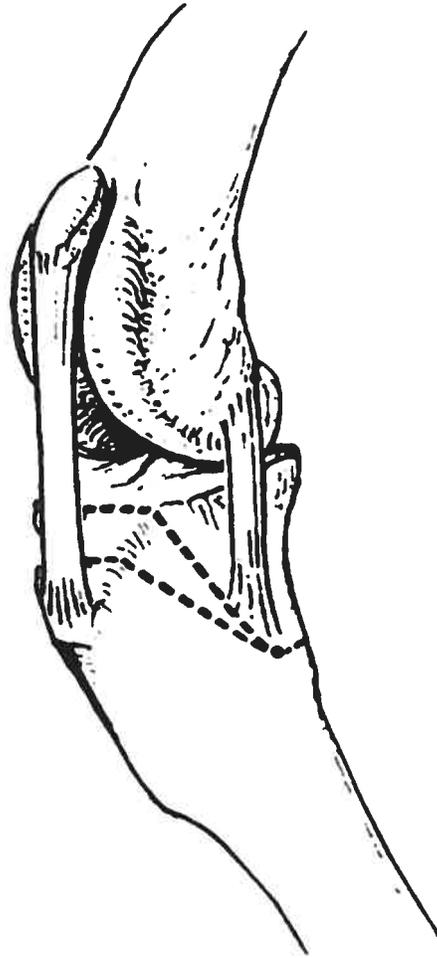


Figure 5 : Coupe d'un prisme de 15° d'angle entre le ligament patellaire et l'aspect crânial du ménisque médial. Le point de pivot du prisme est défini comme l'aspect caudodistal du ligament collatéral médial à son insertion sur le tibia proximal (adapté de l'article de Damur, 2003).



Figure 6 : Nivellement du plateau après ostectomie tibiale par basculement de la partie caudale tibiale, fixée à l'aide de 2 vis, la 1^{ère} vis installée étant la vis distale (adapté de l'article de Damur, 2003).

1.2.3.3 Sujets à controverse

Comme beaucoup de sujets en médecine vétérinaire, choisir un type de modalité thérapeutique est complexe. Elle dépend de plusieurs facteurs incluant les préférences personnelles du chirurgien. En ce qui concerne la correction chirurgicale de la rupture du LCC, la liste des techniques est longue et à chaque chirurgie, avantages et inconvénients peuvent être associés. Ce qui met parfois le clinicien dans une position inconfortable et vulnérable. Une technique est-elle meilleure si elle est récente ? Quel patient bénéficierait au mieux de cette chirurgie ? Dois-je considérer les résultats énoncés dans les études scientifiques comparatives dont le protocole diffère ? Toutes ces questions font ressortir deux points essentiels. Le premier, la rupture du LCC chez le chien et son traitement demeurent un sujet d'actualité. De nombreux articles ont été publiés à ce sujet en décrivant et étudiant les corrections chirurgicales de la rupture du LCC [Aragon CL, 2005 ; Jevens DJ, 1996 ; Moore KW, 1995; Kirby BM, 1993]. Certains comparent directement les techniques entre elles et aucune à ce jour n'est considérée comme idéale. Si l'on regarde de plus près la littérature, le taux de complications rapporté pour une même chirurgie varie d'un article à l'autre. Par exemple, Pacchiana, en 2003 rapporte un taux de complications de 28%, taux supérieur aux autres techniques de stabilisation [Pacchiana PD, 2003]. Priddy et al, en 2003 publient un taux de complication légèrement inférieur, soit 25%. Dans cette étude, le pourcentage inclut les patients opérés bilatéralement en même temps. Les auteurs précisent que le taux de complications majeures dans ce cas est très élevé et recommandent de ne pas opérer les deux genoux simultanément [Priddy II NH, 2003]. Stauffer et al, en 2006 avancent un taux de complications inférieur à ce qui avait été publié au préalable, soit 18.8% avec un taux de complications à long terme (30 mois) de 8.5% [Stauffer KD, 2006]. Néanmoins, en ce qui concerne la technique extra-capsulaire et celle du nivellement du plateau tibial, le taux de complications majeures à long terme semble similaire [Stauffer KD, 2006; Pacchiana PD, 2003; Priddy II NH, 2003]. Après étude rétrospective sur 87 patients (publiée un an après nos résultats), la technique de nivellement du plateau tibial selon Montavon n'est pas conseillée par l'auteur lui-même du fait d'un trop grand nombre

de complications majeures, sans préciser de chiffre [Damur DM, 2003]. Les techniques extra-capsulaires ont une incidence de complications qui s'approche également des 20% mais selon les études, ce chiffre peut varier. Certaines considèrent que le pourcentage de complications est inférieur à 10% [Shaefer SL, 1998 ; Dupuis J, 1993] tandis que d'autres [Tomlinson J, 1998] ont documenté un plus grand nombre de complications tels que les séromas (18 à 21%) et les fistules (14 à 21%). Celles-ci demeurent des complications mineures.

Du vivant, il demeure difficile de mener une étude objective comparative. Le deuxième point qui ressort de cette observation est la nécessité de redéfinir la notion de retour à une fonction normale du genou. Il apparaît évident que la majorité des études comparant différentes techniques sont faites en évaluant le patient via des signes cliniques subjectifs, l'avis du propriétaire [Priddy NH, 2003] ou l'analyse cinétique du genou opéré sans comparaison directe (patients différents, genou controlatéral comme genou témoin). Les cliniciens doivent avoir conscience des limites de ces études et éviter des conclusions hâtives [Aragon CL, 2005]. Récemment, par exemple, Conzemius et *al* (2005) ont comparé la technique d'imbrication du rétinacle latéral, de la bande fasciale et du nivellement du plateau tibial et n'ont trouvé aucune différence entre la technique extraarticulaire et celle du nivellement du plateau tibial, les deux étant supérieures à la technique intraarticulaire à l'aide d'une plate-forme d'analyse de forces de réaction au sol. Dans une autre étude évaluant le score de l'évolution de l'arthrose, les chiens traités avec la TMIRL avaient un score supérieur à ceux traités avec la TPLO [Lazar TP, 2001; Lazar TP, 2005]. Il faut garder à l'esprit la complexité de cette articulation, de par son anatomie et les forces passives et actives impliquées dans le mouvement du genou.

En respectant l'aspect tridimensionnel du genou canin, l'analyse cinématique de l'articulation, avant et après rupture du LCC et stabilisation par différentes chirurgies a fait ses preuves en recherche humaine [Hagemeister N., 2001]. L'analyse de la fonction

normale du genou et des changements cinématiques induits par la rupture du LCC est une étape nécessaire à la compréhension des effets de techniques chirurgicales.

En conclusion, de nombreuses méthodes ont été élaborées jusqu'à maintenant et font preuve de résultats bons à excellents à court et moyen terme en ramenant le genou lésé à une fonction quasi-normale. Reste que certaines chirurgies demeurent des techniques de choix selon les chirurgiens, les motivations généralement évoquées par l'exécutant étant la rapidité d'exécution, la maîtrise de la technique, la compliance du patient et du propriétaire et/ou encore l'aspect financier. Les deux techniques ressortant de la liste comme étant privilégiées en Amérique du Nord sont la technique d'imbrication du rétinacle latéral et le nivellement du plateau tibial par ostéotomie selon Slocum.

1.3 Evaluation du résultat des techniques chirurgicales

Telle la méthode diagnostique, l'évaluation du résultat chirurgical va faire appel à des méthodes subjectives et objectives différentes selon les moyens disponibles (évaluation clinique ou recherche scientifique) en passant par l'avis du propriétaire par questionnaire, l'examen orthopédique ou des évaluations indirectes telles que la radiographie (pour le suivi du développement de l'arthrose), la goniométrie (mesure de l'amplitude de mouvement) [Jaegger G, 2002] et la mesure de la circonférence des cuisses. Bien que subjectif, l'avis du propriétaire est non négligeable. Contrairement au chirurgien, le propriétaire évalue le patient sur une longue période, à différents instants de la journée et après diverses activités [Innes JF, 1998]. Le clinicien, quant à lui ne peut pleinement recréer ces mises en situation au cours de la consultation. Les méthodes diagnostiques subjectives telles que l'appréciation du clinicien par manipulation (boiterie, masse musculaire, instabilité articulaire, douleur à la manipulation, amplitude de mouvement, ...) ont l'avantage de donner une idée globale de la récupération post-opératoire du patient sans

coûts élevés ou techniques invasives. Les techniques d'imagerie médicale ou plus invasives comme l'arthroscopie ou l'arthrotomie peuvent s'avérer nécessaires afin d'infirmier ou confirmer certaines complications comme une infection, la présence d'un ménisque déchiré, le développement d'une tumeur, le bri ou l'arrachement d'implants ou le suivi de guérison osseuse (cf. TLPO). L'analyse de la démarche par des méthodes objectives telles que les plates-formes de forces a surtout une utilité en recherche mais peut avoir un intérêt chez des patients difficile à évaluer [Budsberg SC, 2002].

Le test de laxité crânio-caudal qui détermine la perte de fonction du LCC (mouvement de tiroir) est utilisé à la fois par le clinicien et le chercheur. La mesure de la laxité mettra en œuvre des techniques non invasives ou invasives. La manipulation de l'articulation afin de mettre en évidence le déplacement crânial du tibia consiste en une évaluation simple et rapide, qui néanmoins, demeure subjective par sa variation intra et inter manipulateur. Bien que plus fréquemment utilisés en médecine humaine, des instruments de mesure de la laxité ont été employés au cours d'études scientifiques. Quant aux radiographies planaires, elles sont parfois associées à l'examen du clinicien de façon routinière [Lopez MJ, 2004 ; Fleming BC, 2002 ; Kirby BM, 1993; Peacock JT, 1999; de Rooster H, 1999].

Les techniques invasives telles qu'elles ont pu être décrites dans l'étude de Korvick [Korvick DL, 1994] demeurent restreintes dans leur application et ont d'intérêt que l'analyse scientifique des sujets de recherche.

1.3.1 Statique

La méthode statique relève de l'imagerie médicale. Zatloukal en 2000 décrit la technique radiographique permettant de mettre en évidence le mouvement de tiroir lors de la rupture du LCC [Zatloukal J, 2000]. La radiographie est communément utilisée dans l'appréciation du développement de maladie dégénérative articulaire et ce, par la détection d'ostéophytes et d'effusion et/ou de fibrose articulaire. Le clinicien l'utilisera également

pour détecter d'autres pathologies pouvant amener un inconfort et/ou une instabilité (par exemple, un processus immunitaire ou tumoral). Depuis plusieurs années, l'imagerie médicale en médecine vétérinaire offre des outils présentant plus de détails et de précision tels que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomodensitométrie (CT-Scan). Ils apportent un détail à la fois osseux et tissulaire ainsi qu'une vision tridimensionnelle de l'articulation. L'analyse post-opératoire par ces méthodes se résume à évaluer la position des implants, l'alignement du membre, la guérison osseuse lors d'ostéotomie, ostectomie et la progression de l'arthrose du patient. Elles n'informent pas le clinicien sur la fonction du genou opéré.

Des méthodes quasi-statiques ont été décrites et utilisées fréquemment pour déterminer la laxité du genou avant et après chirurgie. En médecine vétérinaire, le chirurgien va, par manipulation manuelle, induire un mouvement de tiroir. La subjectivité de cette technique rend son interprétation difficile et demande au manipulateur une certaine habitude. L'animal éveillé peut lutter contre les forces exercées par le manipulateur et manifester un inconfort plus ou moins marqué selon la position des mains sur des régions anatomiques sensibles. Une sédation s'avère souvent nécessaire à l'exécution du mouvement de tiroir. Cet outil clinique est rapide et apprécié des chirurgiens pour documenter la laxité post-opératoire lors de plusieurs techniques chirurgicales (celles ayant pour but de contrôler la laxité caudo-craniale). Malheureusement, elle reflète partiellement le mouvement complexe du genou et ne permet une analyse objective de la restauration ou non de la fonction du genou opéré.

Différents appareils de mesure de la laxité articulaire sont décrits dans la littérature pour des travaux de recherche en orthopédie humaine. Par exemple, le KT-1000 Knee arthrometer (Medmetrics, San Diego, CA) est le système de mesure le plus largement utilisé. L'appareil s'attache autour du tibia et permet ainsi l'enregistrement des translations tibiales par rapport à la rotule lors de la charge de cisaillement antéro-postérieure [Fleming BC, 2002]. En recherche, Peacock a pu démontrer des différences significatives entre la

précision de ces appareils et la manipulation manuelle [Peacock, 1999]. Néanmoins, leur utilisation est limitée en pratique vétérinaire par le manque de compliance du patient ou la difficulté à les adapter au chien.

1.3.2 Dynamique

Les méthodes dynamiques ont l'avantage par rapport aux précédentes de mesurer le mouvement articulaire ou d'évaluer les forces générées lors de la mise en charge. Elles ont été créées pour tenter d'apporter une évaluation objective des différents paramètres de la démarche. La quantification des anomalies de la démarche et leur réponse au traitement médical ou chirurgical donne des informations utiles au chirurgien. Il existe une variété d'outils qui ont été développés et ont contribué à l'apport de données objectives quantitatives de l'analyse de la démarche. Spécifiquement, en médecine vétérinaire, l'introduction et l'utilisation de plates-formes à niveau avec le sol capables de mesurer les forces de réaction au sol générées lors de la locomotion sont très populaires [Hottinger, 1996; Budsberg, 2002; Ballagas, 2004]. Cette plate-forme étant reliée à un ordinateur procure des données quantitatives, rapides pouvant documenter des changements dans les paramètres de la démarche tels que la force de réaction au sol, la force de freinage et la force de propulsion.

Ces dernières années, l'engouement pour la technologie informatique a contribué au développement de méthodes cinématiques de complexité variable dans le champ de la recherche en orthopédie [Blankevoort, 1996]. Le souci du chercheur et du chirurgien est de pouvoir analyser dans son ensemble l'articulation qui se meut dans ses trois plans anatomiques. Des études ayant fait appel à une combinaison de l'analyse cinétique et cinématique pour répondre à cette exigence [McLaughlin, 2001; Bruggemann, 2002] utilisent la plate-forme de forces et la cinématique. Korvick en 1994 crée un modèle *in vivo* afin d'évaluer si la subluxation passive est compensée au cours de la démarche. D'autres comme Budsberg (1988) préféreront la plate-forme de force. L'arrivée d'imageries telles

que le scanner et l'imagerie par résonance magnétique permet d'améliorer l'analyse du mouvement articulaire en dynamique [Tashman S, 2003]. Tashman a également étudié la cinématique du genou canin lésé à l'aide de vidéo-radiographie biplanaire [Tashman S, 2004].

1.4 L'analyse du mouvement du genou : la solution ?

L'étude scientifique de la démarche chez le chien commença vers la fin du 19^{ème} siècle avec l'arrivée de la photographie. En 1888, Merybridge en utilisant la photographie stroboscopique fut capable de documenter la foulée du lévrier à la course. Son livre décrit également les courses de chiens à différentes vitesses ainsi que la visualisation de la démarche d'animaux domestiques et sauvages. Avant cela, la représentation de la démarche était réalisée par des artistes dépeignant en général le chien ou le cheval.

Actuellement, il n'existe pas de technique chirurgicale dans le traitement de la rupture du LCC qui ait démontré de manière équivoque sa supériorité par rapport à une autre [Conzemius MG, 2005]. L'analyse cinématique n'est pas nécessaire à l'évaluation de façon routinière de la démarche des chiens affectés (celle que nous pratiquons en clinique lors du suivi post-opératoire). Cependant, elle devient essentielle dans l'analyse de la démarche pour un souci d'exactitude à décoder et transcrire la complexité du mouvement d'articulations comme le genou [DeCamp, 2002]. Au moyen d'une analyse précise, détaillée, objective de la fonction du genou, l'étude cinématique tridimensionnelle aide à la créativité et au raffinement de nos recherches fondamentales dans le domaine chirurgical. Elle constitue un outil objectif d'analyse des effets de techniques chirurgicales réparatrices du LCC.

1.4.1 Définitions

La cinématique : C'est la science du mouvement.

Les données cinématiques peuvent décrire la fonction articulaire en incluant les mouvements complexes de flexion et extension des articulations lors de la démarche. Les techniques d'analyse cinématique auparavant laborieuses et encombrantes ont pris un essor remarquable avec l'explosion de la vidéo et des ordinateurs [Hottinger HA, 1996]. Il est désormais possible de récolter et traiter de nombreuses données sur plusieurs animaux. Ceci permet une description objective du mouvement chez une vaste population d'animaux. L'analyse de la démarche permet avec précision d'évaluer la démarche normale et anormale, d'identifier les caractéristiques des anomalies d'une démarche particulière, de les quantifier, ce qui permettra des comparaisons numériques entre différentes populations.

La cinétique : Analyse des forces qui affectent le mouvement.

La kinésiologie : C'est la science du mouvement animal. Elle inclut la cinétique (forces qui affectent le mouvement) et la cinématique (caractéristiques temporelles et géométriques du mouvement).

1.4.2 Complexité du mouvement

La description du mouvement articulaire doit être adaptée à l'application et à l'utilisation de données accessibles. En général, la description du mouvement articulaire peut être réduite à une description d'un mouvement relatif entre deux membres rigides rattachés par une articulation. Ceci implique que toute articulation soit constituée de deux os en mouvement l'un par rapport à l'autre. Or, le mouvement du genou est dicté par une interaction complexe entre quatre os : la rotule, le fémur, le tibia et la fibula. Ils peuvent être simplifiés en trois modèles séparés de mouvement articulaire : l'articulation tibio-fémorale, l'articulation patello-fémorale et l'articulation tibiofibulaire. Dans le cas de

l'articulation tibio-fémorale, le mouvement peut être décrit comme le mouvement du fémur par rapport au tibia ou vice-versa. Décider quel os va être fixé par rapport à l'autre requiert une certaine connaissance du mouvement de ladite articulation et dépend de l'application choisie. En terminologie clinique, le mouvement du genou dans l'espace est défini par trois déplacements rotationnels et translationnels. Les trois déplacements rotationnels sont: flexion/extension autour d'un axe dans le sens médio-latéral, adduction/abduction autour d'un axe passant à travers le centre du genou dans le sens crânio-caudal et habituellement lié au tibia et rotation interne/externe autour d'un axe le long du tibia. Les trois déplacements translationnels sont définis comme le mouvement médio-latéral le long d'un axe en direction médio-latérale, mouvement de tiroir crânio-caudal le long d'un axe en direction crânio-caudale par rapport au tibia et compression/distraction sur la longueur proximo-distale du tibia. Ces trois translations et rotations ne sont pas nécessairement perpendiculaires.

1.4.3 La cinématique bidimensionnelle et ses limites

Menschik est à l'origine du modèle cinématique 2D (1987) décrit par un système de 4 barres. En réalisant ce modèle, il développe la notion d'isométrie ligamentaire, reprise par O'Connor et *al* (1990). Dans leur modèle, les quatre barres considérées sont les deux surfaces articulaires et les deux ligaments croisés, subissant un mouvement dans un plan. Witzel remet en question l'existence de cette relation unique en énonçant le «paradoxe cinématique». Selon ce paradoxe, une configuration de surfaces articulaires donnée peut être associée à plusieurs paires de ligaments croisés pour donner la même cinématique et inversement, une paire de ligaments croisés peut être associée à plusieurs surfaces articulaires pour une même cinématique. Pour le remplacement ligamentaire, l'acceptation de ce paradoxe impliquerait la possibilité de proposer des placements non anatomiques [Hagemeister, 2001].

Cette représentation planaire qui illustre le guidage du mouvement passif du genou avec seulement les ligaments croisés ne prend en compte la complexité du mouvement du genou. Ceci s'applique bien-entendu au genou canin, souvent utilisé comme modèle de recherche en humaine.

1.4.4 La cinématique tridimensionnelle et ses avenues

L'inconvénient des modèles planaires (plans sagittaux parallèles) est l'introduction d'erreurs. La localisation des marqueurs et l'amplitude du mouvement sont critiques. L'obtention du centre de rotation est difficile, la sensibilité d'erreur est grande [Bull AM, 1998]. Bull fait notamment référence à Soudan et al qui émirent en 1979 l'hypothèse que les articulations décrites comme planaires demandaient d'être d'abord analysées en 3D. Ils utilisèrent la méthode de l'axe hélicoïdal pour décrire le mouvement 3D, réduire ce dernier en 2D et calculèrent le pourcentage d'erreur. Ils soulignèrent que la compréhension du mouvement articulaire en 3D était nécessaire à la compréhension des résultats d'étude planaire. Par exemple, les échelles de mesure dans l'analyse du mouvement planaire doivent être aussi petites que possible pour obtenir une estimation du mouvement planaire la plus précise. En 1980, Dimnet et al confirmèrent cette hypothèse. Une description spécifique planaire du mouvement du genou est établie comme étant un système de quatre barres dans lequel le genou est considéré dans un plan sagittal et la rotation tibiale, les translations médio-latérale et l'abduction/adduction sont négligées. Si l'on assure que les ligaments croisés sont chacun représentés par une barre rigide avec une longueur constante, en ce sens, il peut être démontré que le centre instantané de rotation doit toujours coïncider avec celui où les ligaments se croisent. Dans ce cas, le genou est défini comme suit : la position du fémur peut être modifiée, relativement au tibia, par l'intermédiaire d'une seule variable (habituellement l'angle de flexion). Certains modèles ont fait appel à des systèmes sphériques de trois degrés de liberté (plus fréquemment utilisé pour la hanche) ou les translations ne sont pas considérées. L'articulation spatiale, ayant six degrés de liberté, ne subit aucune restriction de mouvement entre les deux corps (os). Ce qui permet une

complète description du mouvement relatif entre les deux os comme la translation de points spécifiques sur deux membres relatif à un autre. Différentes méthodes ont été utilisées pour décrire le mouvement d'une articulation à six degrés de liberté, incluant l'approche de l'axe hélicoïdal et ceux qui limitent l'analyse à une représentation visuelle de positions relatives successives.

Deux modèles ajoutant plusieurs éléments de guidage ont suppléé au modèle planaire de Menschik: le ligament collatéral médial pour Wilson et al (2000) et les ligaments collatéraux et la rotule pour Essinger et al (1989).

Le mouvement réel de l'articulation du genou a six degrés de liberté. Ce qui signifie que sa description et sa mesure précise doit faire appel à six paramètres indépendants. Cependant, très souvent, le modèle de recherche peut se limiter à moins de six degrés de liberté pour des raisons valables.

Il existe deux méthodes d'analyse du mouvement tridimensionnel du genou : la méthode hélicoïdale [Bull AM, 1998], laquelle ne sera pas développée dans notre étude et la description du mouvement par les angles d'Euler. Elle consiste à décrire trois rotations successives autour d'un point. Cette méthode fut améliorée par Grood et Suntay pour être adaptée au genou. En effet, les translations cliniques présentes dans l'articulation du genou ne pouvaient être décrites à l'aide de cette méthode. Grood et al mirent en pratique les angles d'Euler mais fixèrent les axes de mouvement. Ainsi, les déplacements pouvaient eux aussi être mesurés. L'avantage de la méthode modifiée des angles d'Euler en comparaison avec celle du mouvement hélicoïdal est de faciliter la communication entre les ingénieurs et les cliniciens en étant très étroitement connectée à la description clinique du mouvement. Cette dernière, néanmoins nécessite de spécifier l'ordre des rotations. Ce système consiste en trois axes. En ce qui concerne son application spécifique au genou, les axes employés pour le tibia et le fémur sont les axes mécaniques.

Faisant appel à des marques anatomiques précises dans la définition des axes, cette méthode peut être utilisée dans des études *in vitro*. Il s'agit d'accéder directement aux condyles tibiaux et à la fosse intercondylienne, excepté si d'autres sources d'imagerie telles que l'IRM ou le CT-Scan 3D sont accessibles.

Ramakrishnan et Kadaba ont comparé ces deux systèmes. Bien que les paramètres hélicoïdaux semblent plus sensibles que les angles d'Euler, du fait de la difficulté à interpréter les résultats cliniquement, l'approche utilisée par Grood et Suntay en 1983 garde un intérêt majeur, recommandation faite par Wu et Cowanagh lors de l'International Society of Biomechanics Recommendations pour la standardisation des données cinématiques rapportées [Bull AM, 1998].

La mesure du mouvement du genou s'est faite de plusieurs façons. Le choix de la méthode est conduit par le type d'articulation, le prix, la précision du modèle et autres limites expérimentales associées avec les travaux *in vitro* ou *in vivo*. La liste de montages est exhaustive : montages électriques, techniques radiographiques et stéréophotogrammétrie Röntgen, techniques vidéo, combinaison de techniques radiographiques et vidéo [Bull AM, 1998; You, 2001]. Pour cette étude, nous avons choisi d'utiliser un montage simple, ne mettant en jeu que les forces passives lors du mouvement du genou. Ce dernier a été enregistré à l'aide d'un système électromagnétique répondant à la précision nécessaire à ce genre d'étude cinématique. Il existe deux types de systèmes électromagnétiques valables sur le marché. Les deux permettent de tenir compte des six degrés de liberté du genou. Normalement, ces systèmes consistent en un transmetteur qui émet un champ magnétique et de multiples unités réceptrices qui sont attachées aux segments du membre en mouvement. Chacun apporte des données sur la position et la rotation. Les systèmes Polhemus Fastrack (utilisé dans cette étude) ou Isotrack (Colchester, Vermont, USA) utilisent une technologie électromagnétique qui est très sensible à la présence de métal dans le champ magnétique. Un contrôle de l'environnement avant chaque série d'expérience permet de vérifier l'absence d'éléments pouvant interagir avec les capteurs

électromagnétiques. Du fait de son efficacité et de sa maniabilité, cette technologie est souvent utilisée. La précision de ces systèmes est de 0.7m en radius du transmetteur avec une précision de +/- 0.5mm en translation et +/- 1° en rotation, avec des données collectées à 100Hz. La portée non négligeable du système permet ainsi l'analyse de la démarche.

De nombreux travaux dans la littérature décrivant le mouvement du genou ont été conduits sous des conditions de charge différentes (*in vitro*) ou activités (*in vivo*). Bien que les recherches sur cadavre ne soient pas totalement représentatives de la réalité, elles ont par le passé fait leur preuve dans une meilleure compréhension des phénomènes impliqués dans la mécanique du genou, de l'évaluation de procédures chirurgicales existantes, du développement de nouvelles méthodes de traitement et de la validation de modèles cinématiques. L'inconvénient majeur des travaux *in vivo* relève de la difficulté à analyser quantitativement les techniques réparatrices ligamentaires entre elles. La multitude de montages pour étudier la fonction du genou et le rôle des ligaments montre bien que la détermination de la réponse de l'articulation à des activités dynamiques en terme absolu est difficile. Les montages ont tendance à se complexifier lorsque les auteurs essaient d'introduire l'action des muscles. Cela rend les systèmes de mise en charge souvent instables et risque d'introduire des artéfacts dans l'expérience. Les systèmes plus simples présentent le désavantage de ne pas simuler toutes les forces mais sont généralement moins coûteux, plus faciles à mettre en œuvre et permettent de mieux contrôler les conditions limites.

Hagemeister et al en 2002, au cours de leurs travaux ont démontré que la mesure de la cinématique 3D complétait l'information obtenue par la mesure de la laxité articulaire. Les résultats de ses travaux confirmèrent ce que Amis et al en 1989 avaient montré avec la mesure comparative de la laxité articulaire : une reconstruction peut restaurer la laxité articulaire pour certains degrés de flexion du genou mais sur ou sous-corriger l'articulation dans certaines plages du mouvement [Amis AA, 1989]. Ce qui se traduit par une cinématique différente de celle du genou intact.

Chapitre 2: Problématique et but de l'étude

2.1 Problématique

Jusqu'à présent, en médecine vétérinaire, la recherche sur le genou canin s'est essentiellement faite dans le domaine de la création de techniques chirurgicales, leur portée clinique étant évaluée sur le «terrain». Certains auteurs ont évalué différentes techniques à l'aide de plates-formes sans pouvoir les analyser sur un même sujet. En 2002, N. Hagemester démontra que non seulement la mesure de la laxité pouvait informer le clinicien sur l'état du genou lésé mais, considérant la nature tridimensionnelle du mouvement articulaire, une évaluation plus globale en trois dimensions et en mouvement s'avérait nécessaire pour définir un retour à la fonction normale du genou instable.

Le genou canin intact a été évalué en cinématique tridimensionnelle par Korvick en 1994. Cette étude fut réalisée *in vivo* sur cinq chiens utilisant le système ISL [Bull AM, 1998] avec une fixation invasive. Certains auteurs remettent en question la fiabilité de ces systèmes invasifs dans l'analyse du mouvement. Dans l'étude pilote, trois chiens manifestaient une boiterie de non appui malgré des analgésiques locaux et systémiques. Six à huit semaines après l'insertion des tiges, celles-ci perdaient de leur ancrage et les chiens demeuraient boiteux.

In vitro, l'application de capteurs directement sur les os n'interfère pas avec les données enregistrées. Cette représentation réductrice de la réalité anatomique et fonctionnelle (absence de forces actives musculaires) offre l'avantage de posséder un modèle de comparaison entre différentes situations. Les études cinématiques 3D répertoriées dans la littérature vétérinaire sont éparses et aucune d'entre elles n'utilise un protocole identique, ce qui rend difficile la comparaison des résultats.

Notre étude a pour but de faire valider le modèle *in vitro* que nous avons mis en place. Les résultats obtenus constitueront une banque de données sur le mouvement tridimensionnel du genou intact, lésé et réparé chirurgicalement. Elles pourraient ainsi être réutilisées dans l'application de nouvelles techniques chirurgicales avant utilisation *in vivo*.

Nous pourrions documenter à la fois la cinématique 3D d'un genou normal, lésé et les effets de deux techniques chirurgicales différentes sur ce même modèle.

2.2 Hypothèse de travail

Les hypothèses retenues dans ce travail de recherche se sont appuyées sur le fait que pour évaluer de façon adéquate la fonction du genou et la qualité d'une chirurgie correctrice suite à la rupture de ligament croisé crânial, la mesure de la cinématique 3D est nécessaire et complémentaire à celle de la laxité. Il en découle trois hypothèses :

- Notre modèle est précis, fiable et reproductible.
- La technique modifiée d'imbrication du rétinacle latéral corrige la laxité articulaire physiologique du genou canin et en modifie sa cinématique 3D.
- Le nivellement du plateau tibial par ostectomie selon Montavon modifie la cinématique 3D du genou opéré.

2.3 But de l'étude

Notre but était de documenter objectivement de façon quantitative et comparative en terme de laxité articulaire et cinématique 3D l'effet des lésions et de deux chirurgies réparatrices actuellement préférées des chirurgiens.

L'absence de consensus sur le type de technique chirurgicale optimale, la difficulté à rassembler des données émanant d'études *in vitro* ou *in vivo* (absence de consortium entre spécialistes) sont autant de raisons qui ont motivé la naissance d'un tel projet.

Nous avons enregistré les données sur la laxité articulaire (Tableau IV et V, chapitre 5) et la cinématique 3D dans chacune des situations suivantes : genou intact, lésé et réparé successivement à l'aide de deux chirurgies correctrices (Chapitre 4 : Article).

La portée escomptée de ces séries d'expérience est premièrement de mieux du ligament croisé crânial. Deuxièmement, construire une banque de données originale et objective utile à l'analyse future de techniques préexistantes ou de nouvelles chirurgies à venir avant leur mise en application sur le patient, dans le but d'optimiser leur efficacité à court, moyen ou long terme.

Chapitre 3: Méthodologie

3.1 Sujets d'étude

3.1.1 Animaux

Dix membres pelviens (cinq droits, cinq gauches) issus de huit chiens de race moyenne, adultes (1 Rottweiler, 2 Golden Retriever, 1 Labrador Retriever, 1 Bouvier Bernois et 3 croisés) ont été utilisés. Les chiens étaient de catégorie de poids et de taille identiques (variation entre 33 et 42kgs). Les membres ont été préalablement évalués cliniquement et par radiographie afin d'éliminer toute pathologie pouvant affecter l'articulation du genou, cela via deux examinateurs indépendants.

3.1.2 Mesure de l'angle du plateau tibial

L'angle du plateau tibial (APT) du genou intact a été mesuré sur des radiographies numériques, technique décrite dans la littérature [Morris E, 2001; Slocum B, 1984]. Les spécimens sélectionnés avaient une pente variant entre 23 et 30° d'angle (moyenne de $26.22^\circ \pm 2.6^\circ$).

Genou	1	2	3	4	5	6	7	8	9
APT (°)	26	24	23	26	30	25	24	30	28
Moyenne \pm DS (°)	26.22 \pm 2.6								

Tableau III: Angle du plateau tibial (APT), en degrés (°) avant le NPTO-M

3.1.3 Préparation des spécimens

Après avoir été euthanasiés pour des raisons indépendantes de l'étude, les membres ont été désarticulés au niveau de la hanche et préparés pour analyse en retirant les muscles attachés au fémur et au tibia. Les tissus péri-articulaires (capsule articulaire, rétinacle), les ligaments collatéraux et la partie distale du tendon du quadriceps (2 cm) furent méticuleusement préservés. Chaque spécimen fut placé par la suite dans un linge humidifié avec de la saline normale, scellé dans un sac plastique et conservé à -20° Celsius jusqu'à la veille des expérimentations. Vingt-quatre heures avant l'expérience, les membres ont été décongelés à la température de la pièce. Le jour même de l'expérience, l'extrémité proximale du fémur et l'extrémité distale du tibia étaient respectivement sectionnées au niveau du grand trochanter et au niveau de l'articulation tibio tarsienne. Puis, à l'aide de polyméthylmétacrylate (PMMA), chaque extrémité a été fixée dans un cylindre, stabilisée par une vis supplémentaire pour éliminer toute rotation à l'interface PMMA-cylindre. L'extrémité fémorale a été montée dans le cylindre relié à l'appareil de mesure. L'extrémité tibiale a été dirigée dans un cylindre vertical. Ceci inclut un mécanisme de maintien qui a permis la rotation axiale et l'amplitude de mouvement 3D mais qui pouvait être verrouillé si nécessaire. Les capteurs électromagnétiques ont été fixés respectivement sur le fémur et le tibia à l'aide de vis aluminium (figure 6).



Figure 7: Montage Chevalier. Genou intact fixé à chaque extrémité dans un cylindre avec du PMMA et une vis.

3.2 Recueil des données

Au cours des tests, la cinématique 3D a été enregistrée à 60 Hz avec un système électromagnétique (Fastrack Polhemus Inc, VT, U.S.A.), qui a permis de mesurer le mouvement du tibia relatif au fémur. Un procédé de calibrage a été appliqué en indiquant trois points sur le tibia et le fémur avec un pointeur numérique inclus dans le système de mesure. Ces six points ont été utilisés pour définir le déplacement relatif 3D et les orientations du tibia et du fémur du genou. Cette méthode a été décrite dans l'étude de Hagemester (2002). Le mouvement a été défini comme décrit par Grood et Suntay (1983). Avant l'enregistrement en série de chaque situation, une vérification de l'environnement a

eu lieu pour contrôler l'absence d'interférence électromagnétique sur l'acquisition de nos données.

L'appareil utilisé dans notre étude (créé par Yan Chevalier) est un régulateur de pression qui a permis d'établir avec précision une force standardisée appliquée sur le genou dans la direction choisie. Généré par une force de 50N, le mouvement de laxité crânio-caudale a été enregistré en premier lieu puis la rotation interne/externe en exerçant une force de 3Nm. Au cours de cette première partie, chaque genou a été testé à un angle de flexion de 90°, 40° et en extension maximale (déterminés manuellement avec un goniomètre). L'articulation du genou a été positionnée à l'angle de flexion désiré en ajustant l'orientation du cylindre fémoral par rapport à l'orientation verticale fixe du cylindre tibial.

La deuxième partie de notre étude consistait à recueillir les données concernant le mouvement d'amplitude flexion/extension. Le mouvement d'extension a été dynamiquement induit en appliquant une force de 100 N sur le tendon du quadriceps à l'aide du régulateur de pression. Un fil de soie de calibre 1, suturé au tendon et fixé par l'autre extrémité à l'appareil servait de guide pour la force de traction. L'extrémité tibiale était libérée de son cylindre et le genou seulement fixé par l'extrémité fémorale afin de permettre l'enregistrement du mouvement d'amplitude (figure 7). La plage enregistrée du mouvement passif a été divisée en plusieurs petits intervalles de mouvement (5° d'angle) pour le calcul. Les résultats ont été obtenus en couplant la flexion-extension (l'amplitude de mouvement) aux autres axes de mouvement. Seuls les axes pertinents comme la rotation interne/externe, la rotation adduction/abduction, la translation crânio-caudale ont été retenus afin de décrire le mouvement dans des termes plus simples que 3 rotations avec 3 translations. Ces axes ont été choisis pour simplifier la description du mouvement et revenir à des paramètres qui sont d'un point de vue clinique pertinents.

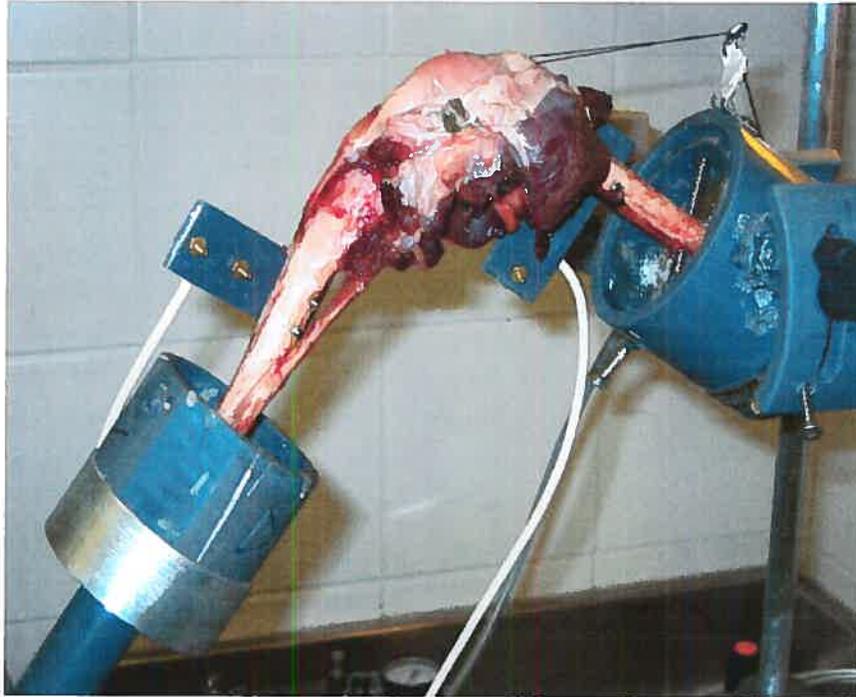


Figure 8 : Montage Chevalier. Genou intact fixé à chaque extrémité dans un cylindre avec du PMMA et une vis. Le cylindre contenant le tibia est libre pour permettre l'enregistrement de l'amplitude de mouvement. Le fil de soie est fixé au tendon du quadriceps.

Les données ont été recueillies pour chaque situation suivante : genou intact, genou lésé (section du LCC) et réparé avec la TMIRL puis le NPTO-M sur le même genou. Six cycles de mouvement ont été enregistrés au cours des tests de laxité et de mouvement d'amplitude pour chaque genou. Au cours des essais, le genou était humidifié avec de la saline normale pour empêcher l'assèchement des tissus entre chaque analyse et procédures chirurgicales.

3.3 Protocole chirurgical

3.3.1. Genou intact

Les mesures d'essai ont été enregistrées avec le genou intact en place puis libre de son mouvement, *ie* sans le tibia fixe tel que décrit précédemment.

3.3.2 Genou lésé (section du LCC)

Après la première série de mesures avec le genou intact, une arthrotomie latérale (2 centimètres) a été effectuée pour sectionner le LCC avec un scalpel (n° de lame 12) (figure 8). Le tibia a été retiré de son cylindre afin de vérifier la présence d'un mouvement de tiroir. Ce dernier a été obtenu en flexion et extension pour chaque cas et a confirmé la rupture complète du LCC. L'incision a été alors suturée avec un fil de polydioxanone 3-0 avec des points interrompus simples. Le tibia a été replacé dans le cylindre. Les mesures ont été enregistrées comme précédemment décrit dans les deux situations.

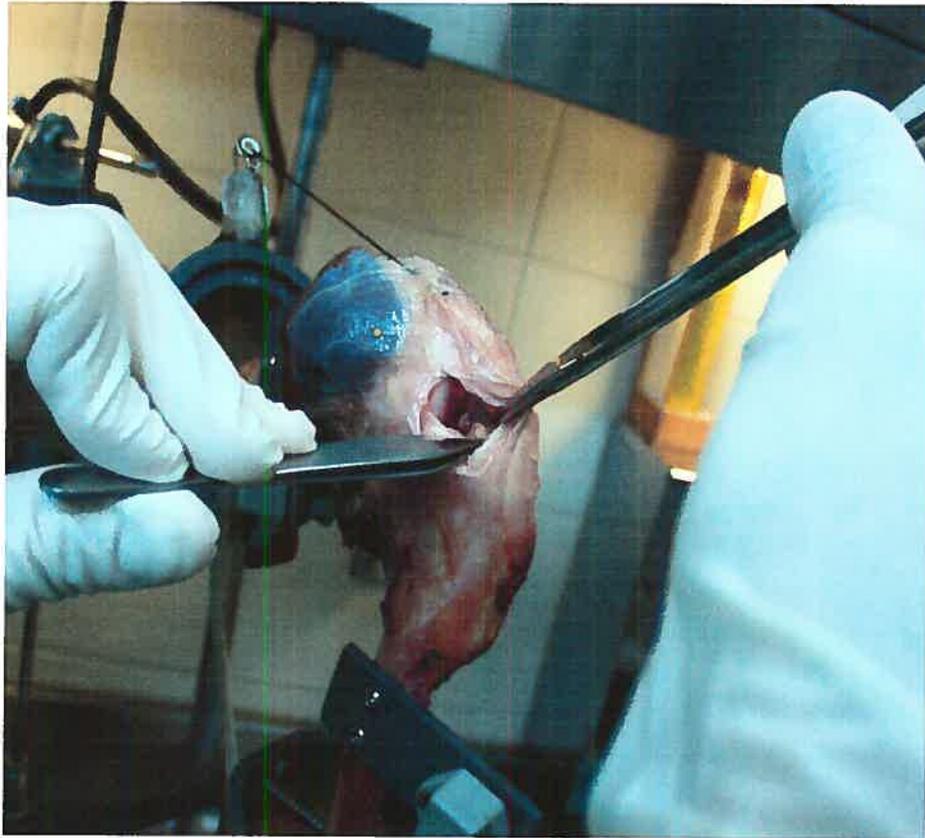


Figure 9 : Incision du ligament croisé crânial par observation directe après une arthrotomie latérale minimale.

3.3.3. La première chirurgie : TMIRL

La troisième étape a consisté à pratiquer une technique extra-capsulaire en utilisant la TMIRL avec deux fils de nylon 130 livres-test comme prothèses du côté latéral et un du côté médial [Vasseur PB, 2002]. Le tibia a été libéré du cylindre pendant la procédure. La position du trou a été standardisée comme précédemment décrit dans la littérature vétérinaire [Schaefer SL, 1998]. Une fois les prothèses en place, l'extrémité du tibia a été remise dans le cylindre tibial. Les mesures ont été enregistrées comme précédemment décrit (figure 3).

3.3.4. La deuxième chirurgie : TPLO-Montavon

Sur le même genou, après avoir retiré les prothèses en nylon, la technique de NPTO-M a été effectuée comme décrit [Damur DM, 2003]. Une ostectomie proximale du tibia a été pratiquée au lieu d'une ostéotomie tibiale semi-circulaire décrite par Slocum (figure 3). L'arthrotomie latérale a été ouverte et agrandie. Une deuxième arthrotomie a été réalisée du côté médial. Le coussin infrapatellaire a été totalement excisé, respectant l'aspect crânial du ménisque de même que la capsule localisée sur la tubérosité tibiale sous le ligament patellaire. Un trou partant de la partie distale de l'insertion du ligament collatéral médial de l'articulation a été foré dans le tibia en direction caudomédiale. Une lame 11 correspondant à un angle de 15° a servi de marqueur pour la coupe. Après l'excision du fragment osseux, plusieurs trous ont été créés dans le cortex tibial caudalement. La métaphyse tibiale caudale a alors été fracturée et basculée cranialement (translation caudo-crâniale) pour être en contact avec la tubérosité tibiale, utilisant des forceps osseux. Deux vis d'os spongieux inter-fragmentaires (3,5 mm) ont été placées pour maintenir le fragment en position (figure 5). Les arthrotomies latérale et médiale ont été refermées avec du fil polydioxanone 3-0 en points cruciformes. L'extrémité tibiale a été replacée dans son cylindre pour la première série d'enregistrement puis libérée pour analyser le mouvement articulaire dans son ensemble. Les mesures ont été enregistrées comme précédemment décrit.

3.4 Analyses statistiques

Un spécimen a été rejeté suite à des valeurs aberrantes s'expliquant par une erreur de définition d'axes au début de l'expérience. Donc, neuf genoux ont été statistiquement analysés. En premier lieu, un test ANOVA-one way a été utilisé pour comparer la laxité moyenne de translation crânio-caudale et de rotation interne/externe pour les quatre

situations. Un test d'analyse de la variance à un facteur a également été réalisé pour les mesures répétées lors de la comparaison du genou intact, lésé et réparé par TMIRL et NPTO-M. Si la différence trouvée était statistiquement significative, la comparaison avec un post-hoc nous permettait de comparer les moyennes pour les paires dans chaque condition. La valeur significative de p était moins de 0,05.

Chapitre 4: Article: *In vitro* 3D kinematics evaluation of two CCL-deficient stifle repaired surgeries.

Nadège Chailleux, DMV; Bertrand Lussier, DMV, MSc, DACVS; Jacques De Guise, PhD;
Yan Chevalier, MSc; Nicola Hagemeister, PhD.

From the department of Clinical Sciences (Chailleux, Lussier), Faculty of veterinary medicine, University of Montreal, Saint-Hyacinthe, J2S 7C6 and the Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO, De Guise, Chevalier, Hagemeister), department of surgery, Centre hospitalier universitaire en médecine Notre-Dame, Montreal, H3C 1K3.

Article soumis pour publication dans le journal **Canadian Journal of Veterinary Research**

4.1 Abstract

Objective—To determine the immediate post-operative effect of two corrective surgeries on CCL-deficient stifle by evaluating 3D stifle kinematics in canine cadavers.

Sample population—Ten hind limbs from 8 large breed canine cadavers.

Procedure—Range of motion was induced by applying 100-N of traction on the quadriceps tendon and recorded with electromagnetic movement sensors for each situation: intact stifle, CCL-deficient and surgical correction with the modified retinacular imbrication technique (MRIT), followed by the tibial plateau leveling ostectomy (TPLO-Montavon) on the same stifle. Comparisons were made between the intact stifle and each of those situations. One way-ANOVA was performed to compare results of each situation with the normal stifle that served as control ($P < 0.05$) and a LSD post-hoc for comparison of the situations between each other.

Results—Range of motion was significantly decreased with MRIT compared with other situations. Normal cranial tibial translation was restored after MRIT, whereas TPLO-M resulted in significant caudal translation. A significant increase in external rotation after MRIT and a significant increase in external rotation after TPLO-M were observed. A significant increase in tibial adduction throughout the movement was observed with TPLO-M whereas a significant increase in abduction was observed after MRIT.

Conclusions and Clinical Relevance—This study allowed us to objectively better understand the effects of prostheses' placement and one type of proximal tibial wedge ostectomy on 3D stifle kinematics in our model. We suggest that this type of *in vitro* study

would be useful to evaluate established and upcoming surgical techniques and potentially improve corrective surgeries.

4.2 Introduction

Rupture of the cranial cruciate ligament (RCCL) has a high incidence and is the most frequent cause of lameness in the dog. Its economic impact has been estimated at millions of dollars (1). Cranial cruciate ligament loss changes stifle joint kinematics by causing caudo-cranial and rotational laxities and subsequent degenerative joint disease (2).

Various and numerous corrective surgical techniques have been described in the literature and are classified as intra-articular, extra-articular methods and others such as a “dynamic” neutralizing cranial tibial thrust technique (TPLO-Slocum (3), TPLO-Montavon (4), and proximal tibial ostectomy (5)). Essentially, surgeons’ preferences in treating RCCL in dogs are based on anatomic considerations (6), degree of laxity and associated injuries, individual patient considerations (age, level of activity) (7), financial considerations, time owner’s factor and surgeon’s experience. Today, the most popular techniques are the modified lateral retinacular imbrication technique (MRIT) (an extra-articular technique) and the tibial plateau leveling osteotomy (TPLO) (a neutralizing dynamic technique) (8). The TPLO and the implants and devices required to perform it are patented. Surgeons must be certified to perform it and sign a waiver agreeing not to teach it to anyone else. Therefore, some surgeons have developed other ways of leveling the tibial plateau. For example, Montavon has described the use of a proximal wedge ostectomy and of a tibial crest fixation with screws only to neutralize the cranial tibial thrust. However, in a recent study on the results of a series of 100 consecutively operated stifle joints, Damur et *al*

concluded that the technique does not appear to be a valid alternative to the TPLO technique of Slocum, due to the high incidence of complications (4).

In fact, there is no consensus or ideal surgical method for repairing CCL rupture (9). Comparative studies have been published but none is ideal. Evaluation methods are subjective (owner's assessment, clinical evaluation); a lack of direct comparisons makes it difficult to draw conclusions (10, 11). In a recent study, Harper *et al* confirmed the non-isometric position of traditional anchorage sites for the extra-articular reconstruction of CCL-deficient canine joints (12). Using subjective joint motion observation, the authors documented an abnormal external rotation after the surgery. The TPLO has been evaluated by several authors. Several retrospective studies have reported on the use of different tibial plateau leveling techniques and their complications (13-16). Recently, Conzemius *et al.* compared the outcome of three techniques using force plate analysis. They found no significant difference between dogs from groups that had undergone corrective surgery for RCCL with lateral fabellar suture or TPLO (17).

Ideally, for CCL-deficient corrective surgeries to be successful, the technique should aim at re-establishing not only stifle stability, but also its full range of motion, its strength and its function as rapidly as possible. Because it takes the complexity of the stifle into account, 3D kinematic analysis is considered an objective method when assessing surgical outcome on joint movement (18). Several studies conducted on the human knee have established that kinematics is a valuable tool in joint evaluation. *In vitro* studies usually provide an interesting first step. They are simple, less expensive than *in vivo* studies and cadaver

collection is easier. Besides, a direct comparison between different surgeries on the same stifle could be done. To our knowledge, no objective data obtained with a 3D kinematic device about the immediate effect of successive surgeries on canine stifle function have been reported.

The aim of our study was to document objectively the immediate effects of the two surgical techniques mentioned previously by performing a 3D kinematic analysis on a simple and reproducible *in vitro* model. We hypothesized that 1) our model produces an accurate, reproducible and reliable assessment of the immediate effect of 2 successive surgeries on stifle kinematics, and 2) that neither MRIT nor TPLO-Montavon (TPLO-M) do reestablish normal 3D kinematics in our model.

4.3 Material and methods

Specimen Selection

Ten hind limbs (5 right, 5 left) from 8 adult large breed dogs (1 rottweiler, 2 Golden retriever, 1 Labrador retriever, 1 Bernese mountain dog and 3 mongrels) were used. The dogs were similar in size and body weight (range, 33 to 42 kg). Before being euthanized for reasons unrelated to this study, a clinical and radiographic stifle examination was performed by two independent examiners to exclude any pathology. The Tibial Plateau Angle (TPA) was measured on digital radiographs as previously described (16).

Our protocol was approved by the institutional animal care committee and followed the Canadian Council on Animal Care's Guidelines on Animal Use.

Specimen preparation

Hind limbs were kept and prepared for analysis by completely removing the muscles surrounding the femur and tibia. The periarticular tissues (joint capsule and retinaculum) and collateral ligaments plus distal part of the quadriceps tendon (2 centimeters) were carefully preserved. Each specimen was placed in a saline moistened towel, sealed in a plastic bag and stored at -20° Celsius until the day of testing.

Testing device- Data collection

Twenty-four hours prior to testing, the limbs were thawed at room temperature. On the day of testing, the proximal end of the femur and the distal end of the tibia were respectively transected at the level of the lesser trochanter, and just proximal to the tibio-tarsal joint. Then, the extremities were fixed with polymethylmetacrylate^a (PMMA) in custom-made tubes, with additional screw fixation used to eliminate rotation at the PMMA-tube interface. The potted femoral end was mounted into the clamping cylinder of a custom-made testing apparatus. The potted tibial end was guided into a vertical cylinder. This included a bearing mechanism that allowed axial rotation as well as 3D translations, but which could be locked if desired. The stifle joint was positioned at the desired locked flexion angle by adjusting the orientation of the femoral clamping cylinder with respect to the fixed vertical

orientation of the tibial cylinder. Three-dimensional kinematics was recorded through 6 cycles of motion from maximum flexion of the joint imposed by the apparatus to full extension for each of the following situations: intact stifle, CCL-section, and surgical correction with MRIT followed by TPLO-M on the same stifle.

The extension motion was dynamically induced by applying a 100-N force with the use of calibrated pressure regulators on the quadriceps tendon, with the tibial potted end removed from the tibial cylinder and the stifle fixed only at the femoral end.

Complete range of motion was divided into increments of 5° flexion angle for statistical analysis. Results were obtained by coupling flexion-extension (the range of motion) with other motion axes. Only pertinent movements, such as internal/external rotation, adduction/abduction rotation, and cranio-caudal translation, were kept for motion analysis.

These axes were chosen as clinically relevant motion parameters.

During all tests, kinematics was recorded at a registration rate of 60 Hz with a 3D electromagnetic tracking system (Fastrack Polhemus^b Inc, VT, U.S.A.). This allowed us to measure tibial motion relative to the femur. A calibration process was performed by pointing three points on the tibia and femur respectively, with the help of a digital pointer included in the measuring system. These six points were used to build a bone-embedded coordinate system that allows the representation of movement, as described by Grood and Suntay (1983) (19). During the experiments, a saline mist applied intermittently between each analysis prevented tissue desiccation. All successive surgical procedures were performed by the author.

Intact stifle testing

Measurements were recorded with the intact stifle joint in place.

Unstable stifle testing (RCCL)

Following initial testing, a small lateral arthrotomy (2 centimeters) was performed to section (under direct visualization) the CCL with a n°12 scalpel blade. The presence of a positive cranial drawer motion in flexion and extension confirmed the complete section of the CCL. The incision was then sutured with 3-0 polydioxanone^d in a simple interrupted pattern, and the tibial end was repositioned in the tibial cylinder. Measurements were recorded as previously described.

First surgery: MRIT

The third step consisted in performing an extracapsular technique by using a MRIT with two 130 lbs test nylon prostheses^e on the lateral side, and one on the medial side, tied to simulate the clinical setting. The tibia was freed from the cylinder during the procedure. The position of the hole within the tibial tuberosity was standardized as previously described in the veterinary literature (3). Once the prostheses were in place, the tibial end was repositioned in the tibial cylinder. Measurements were recorded as previously described.

Second surgery: TPLO-Montavon

TPLO-M was performed on the same stifle after removing all nylon prostheses. Instead of performing a semi-circular tibial osteotomy as with the TPLO Slocum technique, we did a proximal tibial wedge osteotomy to level the slope, as described by Montavon (4). The lateral and medial arthrotomies were closed with polydioxanone 3-0 sutures in an appositional cruciate pattern. The tibial end was replaced in its cylinder. Measurements were recorded as previously described.

Statistical analysis

One specimen was discarded because of an error in the axes' definition at the beginning of the experiment. Therefore, 9 stifles in total were statistically analyzed.

First, a one-way ANOVA for repeated measures was performed to compare the intact stifle, the CCL-section stifle, the MRIT repaired stifle and the TPLO-M stifle. If a statistically significant difference was found, we did a post-hoc analysis to compare the means for pairs of conditions. The significant p value was less than 0.05.

4.4 Results

Selected specimens had a slope ranging between 23° and 30° (Mean \pm SD: 26.22 \pm 2.9°) (Table 1).

The range of motion was analyzed between 95° and 30° of flexion. Towards full extension, oscillation of the tibia led to unreliable values.

After the CCL-section, the range of motion remained unchanged. A cranial displacement was observed between 45° to 30° of flexion, but it was not significant when compared to the normal stifle (Graph 1). The tibial rotation had not significantly changed (Graph 2). In adduction/abduction, no significant difference was observed (Graph 3).

MRIT significantly decreased the range of motion (60° to 35° of flexion) compared to normal, CCL-section and TPLO-M situations. There was no cranial displacement (Graph 1). This surgical procedure significantly increased external rotation and adduction over the decreased range of motion (Graph 2, Graph 3).

TPLO-M did not affect the range of motion. We observed significant caudal translation. As seen in Graph 1, the data recorded are under the abscissa axis. As for MRIT, we registered a significant increase in external rotation, which increased when the limb went into extension (Graph 2). TPLO-M resulted in a significant increase in tibial adduction that increased with flexion (Graph 3).

4.5 Discussion

Stifle joint motion has been described in various ways in the literature. The recent development of computer-assisted techniques to evaluate surgical procedures, and CCL-repair in particular, provides new methods of improving stifle joint kinematics that should improve functional outcome. Studies in the medical literature have established that only passive tests that investigate rotational and cranio-caudal stability can discriminate the CCL status and the objective effects of corrective surgeries (18). Three-dimensional kinematic evaluation of the stifle joint has the advantage of accurately measuring 6 independent parameters and of describing them in a comprehensible manner. Despite its complexity, instrumentation which can provide full 6 degrees of freedom (DOF) motion data takes into account the fact that the stifle joint is a complex composite-structure capable of sliding and rolling, combining rotation and translation. This evaluation method allows us to quantify the kinematics along different axes of rotation of the stifle. As demonstrated previously, the electromagnetic device is an accurate, repeatable and reliable method for *in vitro* studies, with precision of $\pm 0.5\text{mm}$ in translation and of $\pm 1^\circ$ in rotation (20). Moreover, by using the same reference axes' system in all situations for one given stifle, we eliminated the problems associated with defining anatomic rotational axes. That allowed us to use the intact stifle as its own control, which enables us to compare the data from other experiments. The methods and technical choices used here were based on a method developed for a human study (18).

We are aware of the limitations of our study: 1) *in vitro* 2) non-weight bearing, 3) correlation to the clinical setting. The accurate recorded range of motion excluded values at the beginning and the end of the movement because of vibration. Obtaining a complete range of motion with artificial stabilizers would have constrained the normal movement. Besides, during normal walk, the stifle is never completely extended or flexed. However, the complexity of the stifle makes it difficult to realize an assembly that implements all the forces influencing articular mobility. The advantage of this *in vitro* model lies in having kept the intact stifle as its own control, thus preserving the same experimental conditions. These simple devices have often been criticized; the complexity of 3D kinematic studies worries clinicians with respect to their ability of correlating data with clinical observations. First, our objective results support previous subjective data. Secondly, this *in vitro* 3D kinematics study demonstrates the interest of improving our understanding of surgeries' immediate effects. MRIT significantly decreases stifle motion range and changes its kinematics. Based on these results, our study would suggest that an adjunctive physical therapy program be started as soon as possible after the procedure. The other technique (TPLO-M) also results in changes in stifle kinematics that are associated with technical errors. Our study suggests also that technical adjustments for the surgery could result in lesser alterations of stifle kinematics.

An analysis of stifle motion was performed in complete free motion except for the quadriceps traction to create the motion. Standard intra-specimen deviation values were very low, but inter-specimen SD was higher, which is logical given the behavior of each

different stifle. In the normal stifle, tibial internal rotation occurred naturally during joint flexion to slowly tend toward an external rotation in an almost complete extension. Motion limitations are in part controlled by ligamentous constraints and condylar geometry (21). Our *in vitro* study approximated events during the gait cycle's non-weight bearing phase, as a slow walk stride taken after the swing phase and before the stance phase. In free motion conditions, such as with our kinematics model, the isolated CCL-section amplified motions of the intact stifle without making them significantly higher. Obviously, a weight-bearing simulation would have created a greater cranial tibial thrust.

In the absence of CCL, one can presume that quadriceps contraction will cause cranial tibial subluxation at flexion angles ranging from 0° to 45°. Even if quadriceps contraction may be one component driving the cranial tibial subluxation, it does not seem to be the main force creating a significant cranial translation. Moreover, *in vivo* studies have shown that cranial drawer motion is especially marked toward complete extension, at the stance phase (22). Now, our valid registration range of motion stopped at 30° of flexion for reasons previously explained.

The first surgery (MRIT) significantly altered the range of motion in our cadaver model in free motion (where no muscle forces or specific forces were applied using pressure-regulated force actuators). This obvious restriction is a direct consequence of the non-isometric placement of the prosthesis, as Harper et al, described so well in their study. External rotation and adduction difference registrations were at the same level throughout the constrained motion. We concluded that MRIT not only limited cranial displacement in

our unloaded cadaver stifle, but that it also neutralized possible abduction/adduction movements by causing an excessive lateral tibial compartment compression. The abnormal pressure stress concentration in specific areas of the cartilage could increase the progression of osteoarthritis; without appropriate rehabilitation, the patient could remain debilitated (2, 23). It is true that this *in vitro* study provides a comparative estimation of immediate post-operative stabilization, and does not take into account muscle forces and load present during the entire gait cycle. Nevertheless, even if weight-bearing, the effect of the musculature and pressure necrosis of the underlying soft tissues could relax the prostheses over time, there is no doubt that it is important to undertake physical therapy early in the patient's recovery, as reported in some recent studies (23, 24).

TPLO-M significantly changed the cranial tibial thrust in a caudal tibial thrust, as demonstrated clearly in TPLO-Slocum without creating caudal cruciate ligament stress (25, 26). By using a 15° osteotomy wedge, the range of postoperative TPA was above 6.5° (Table 1). To our knowledge, no study has reported the minimum tibial plateau angle to dynamically neutralize the cranial drawer motion. It is interesting to note that at higher postoperative TPA, plateau leveling was still effective in reversing the tibial thrust. The possibility of medial meniscus lesion is hypothesized during the passive stifle movement. This is one of the main arguments in favor of doing a partial meniscectomy (caudal part) (25). Nevertheless, during the passive range of motion, no significant tibial subluxation was documented in our *in vitro* model. Similarly, Korvick did not record any cranial displacement during the passive motion of the unstable stifle (22). However, dogs in this

study were reducing their weight-bearing on the CCL-deficient stifle in order to control tibial subluxation. It will be interesting to see in further studies if the caudal tibial thrust that neutralizes the drawer motion during the weight bearing phase might compromise meniscus integrity. However, in our own study, no range of motion was recorded between 0° and 30° of flexion because of tibial oscillation at the end of the extension. We can't exclude a possible cranial translation at this angle range.

Passive range of motion was preserved. Contrary to TPLO-Slocum data described in the veterinary literature (16), the behavior of TPLO-M stifles in internal-external rotation and adduction-abduction motions was completely different. Instead of presenting an internal rotation associated with abduction, we observed an external rotation combined to adduction. Because TPLO is a dynamic neutralizing technique, we should have found results similar to CCL-section stifle motions, except when tibial ostectomy modified the proximal tibial anatomy with the femur. According to a recent TPLO-Slocum study, the accuracy of the osteotomy has an impact on the angular deviation and the rotation of the tibia (27). In our study, landmarks for the ostectomy were placed on the medial tibial cortex. The cranial tibial plateau cut was perpendicular to the medial cortex rather than to the tibial long axis. Thus, the caudal fragment was displaced laterally resulting in external rotation and varus. Due to the geometry of the proximal tibia, we shifted the caudal fragment in the medio-lateral and cranio-caudal axes. A varus was created and allowed an external rotation accompanied by a permanent adduction throughout the entire range of motion.

In vitro 3D kinematic analysis of passive joint motion is a simple and useful method that can be used as a first step in assessing the immediate effects of well-known or new surgeries, in order to deepen our understanding of the biomechanical effects of procedures before undergoing further research. With the improvement of devices, *in vitro* studies simulating the weight-bearing, and further *in vivo* studies, could be come a useful second step in order to corroborate and complete our findings.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank Gerald Parent for his technical support.

Footnotes

^a Impact-Plus, Denplus-Québec, Canada.

^b Fastrack, Polhemus, Vermont.

^c Nylon, Special mer, Tortue, La soie S.A, France.

^d Polydioxanone, Ethicon, Johnson-Johnson Company, New-Jersey.

4.6 References

1. Wilke VL, Robinson DA, Evans RB, Rothschild MF, Conzemius MG. Estimate of the annual economic impact of treatment of cranial cruciate ligament injury in dogs in the United States. *J Am Vet Med Assoc.* 2005 Nov 15;227(10):1604-7.
2. Boyd SK, Matyas JR, Wohl GR et al. Early regional adaptation of periarticular bone mineral density after anterior cruciate ligament injury. *J Appl Phys* 2000;89(6):2359-2364.
3. Schaefer SL, Flo GL. Knee. *In: Bojrab J, Ellison GW, Slocum B, eds. Current Techniques in Small Animal Surgery*, 4th edition. Baltimore: Williams & Wilkins, 1998; 1206-1209
4. Damur DM, Tepic S, Montavon PM. Proximal tibial osteotomy for the repair of cranial cruciate-deficient stifle joints in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2003;16:221-6
5. Jerram RM, Walker AM, Warman CG. Proximal tibial intraarticular ostectomy for treatment of canine cranial cruciate ligament injury. *Vet Surg.* 2005 May-Jun;34(3):196-205
6. Selmi AL, Padilha Filho JG. Rupture of the cranial cruciate ligament associated with deformity of the proximal tibia in five dogs. *J Small Anim Pract.* 2001 Aug;42(8):390-3
7. Duval JM, Budsberg SC, Flo GL, Sammarco JL. Breed, sex, and body weight as risk factors for rupture of the cranial cruciate ligament in young dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 1999 Sep 15;215(6):811-4
8. Leighton RL. Preferred method of repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs: a survey of ACVS diplomates specializing in canine orthopedics. *American College of Veterinary Surgery. Vet Surg.* 1999 May-Jun;28(3):194.
9. Aragon CL, Budsberg SC. Applications of evidence-based medicine: cranial cruciate ligament injury repair in the dog. *Vet Surg.* 2005 Mar-Apr;34(2):93-8

10. Innes JF, Barr AR. Can owners assess outcome following treatment of canine cruciate ligament deficiency? *J Small Anim Pract.* 1998 Aug;39(8):373-8
11. Moore KW, Read RA. Cranial cruciate ligament rupture in the dog--a retrospective study comparing surgical techniques. *Aust Vet J.* 1995 Aug;72(8):281-5.
12. Harper TA, Martin RA, Ward DL, Grant JW. 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. *Vet Surg.* 2004 Sep-Oct;33(5):531-41
13. Pacchiana PD, Morris E, Gillings SL, Jessen CR, Lipowitz AJ. Surgical and postoperative complications associated with tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture: 397 cases (1998-2001). *J Am Vet Med Assoc.* 2003 Jan 15; 222(2):184-93
14. Priddy NH 2nd, Tomlinson JL, Dodam JR, Hornbostel JE. Complications with and owner assessment of the outcome of tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs: 193 cases (1997-20). *J Am Vet Med Assoc.* 2003 Jun 15; 222(12):1726-32
15. Rayward RM, Thomson DG, Davies JV, Innes JF, Whitelock RG. Progression of osteoarthritis following TPLO surgery: a prospective radiographic study of 40 dogs. *J Small Anim Pract.* 2004 Feb; 45(2):92-7
16. Reif U, Hulse DA, Hauptman JG. Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate-deficient stifle joint: an in vitro study. *Vet Surg.* 2002 Mar-Apr;31(2):147-54
17. Conzemius MG, Evans RB, Besancon MF, Gordon WJ, Horstman CL, Hoefle WD, Nieves MA, Wagner SD. Effect of surgical technique on limb function after surgery for

rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 2005 Jan 15;226(2):232-6

18. Hagemeister N, Long R, Yahia L, Duval N, Krudwig W, Witzel U, de Guise JA. Quantitative comparison of three different types of anterior cruciate ligament reconstruction methods: laxity and 3-D kinematic measurements. *Biomed Mater Eng.* 2002;12(1):47-57

19. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983 May;105(2):136-44

20. Bull AM, Amis AA. Knee joint motion: description and measurement. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1998;212(5):357-72

21. Vasseur PB. Stifle joint. *In: Slatter DH et al. Small animal surgery*, 3th edition. Philadelphia: WB Saunders Co, 2002; 2090-2097

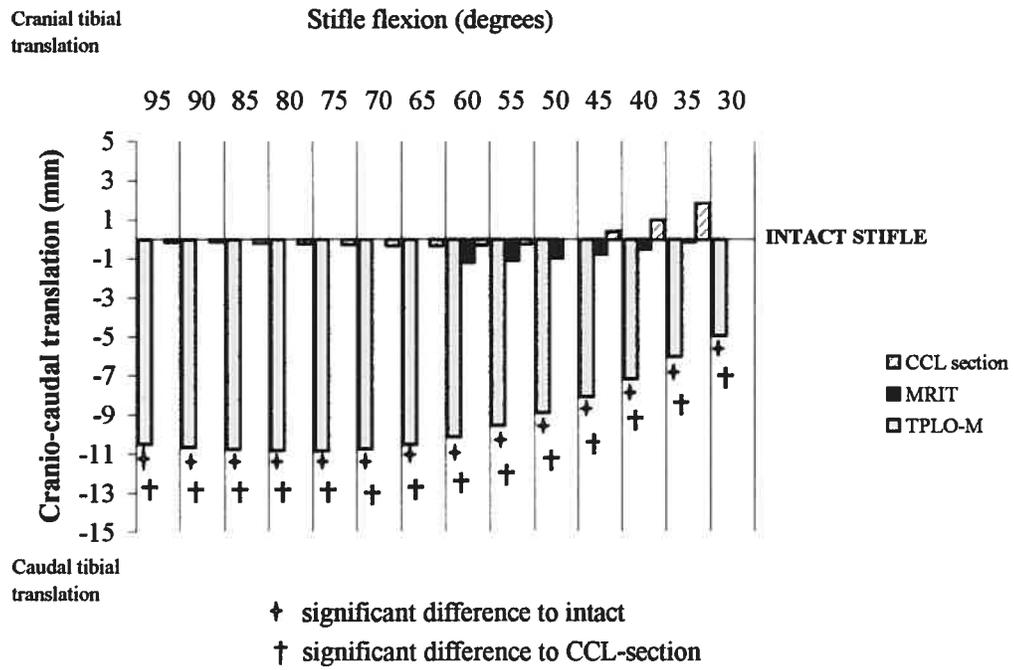
22. Korvick DL, Pijanowski GJ, Schaeffer DJ. Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament-deficient stifle of dogs. *J Biomech.* 1994 Jan;27(1):77-87

23. Leroux MA, Cheung HS, Bau JL, Wang JY, Howell DS, Setton LA. Altered mechanics and histomorphometry of canine tibial cartilage following joint immobilization. *Osteoarthritis Cartilage.* 2001 Oct;9(7):633-40

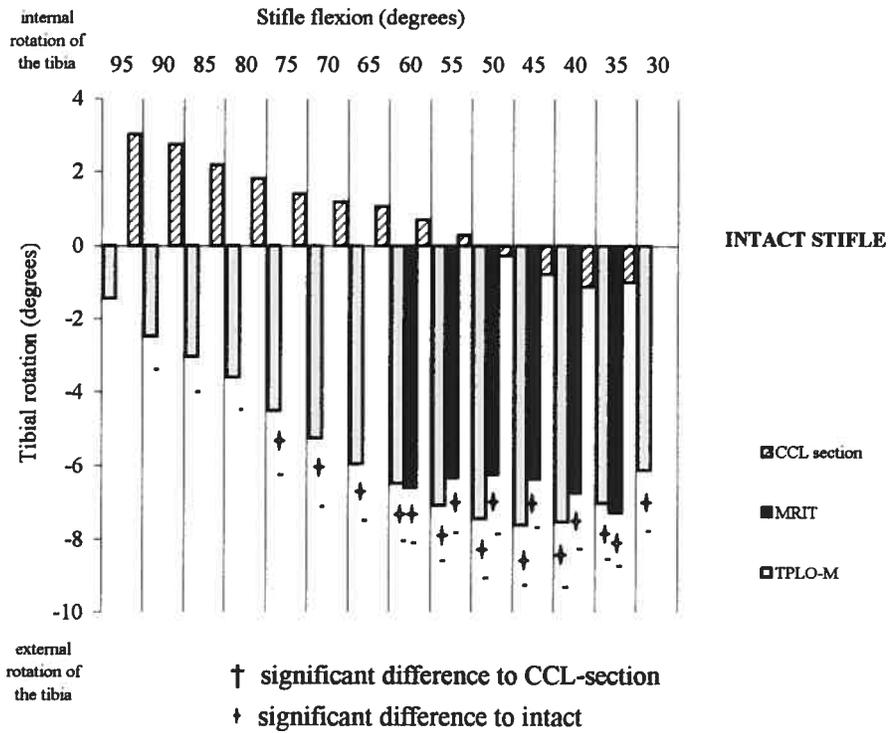
24. Haapala J, Arokoski J, Pirttimaki J, Lyyra T. Incomplete restoration of immobilization induced softening of young beagle knee articular cartilage after 50-week remobilization. *Int J Sports Med.* 2000 Jan; 21(1):76-81

25. Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1993 Jul; 23(4):777-95

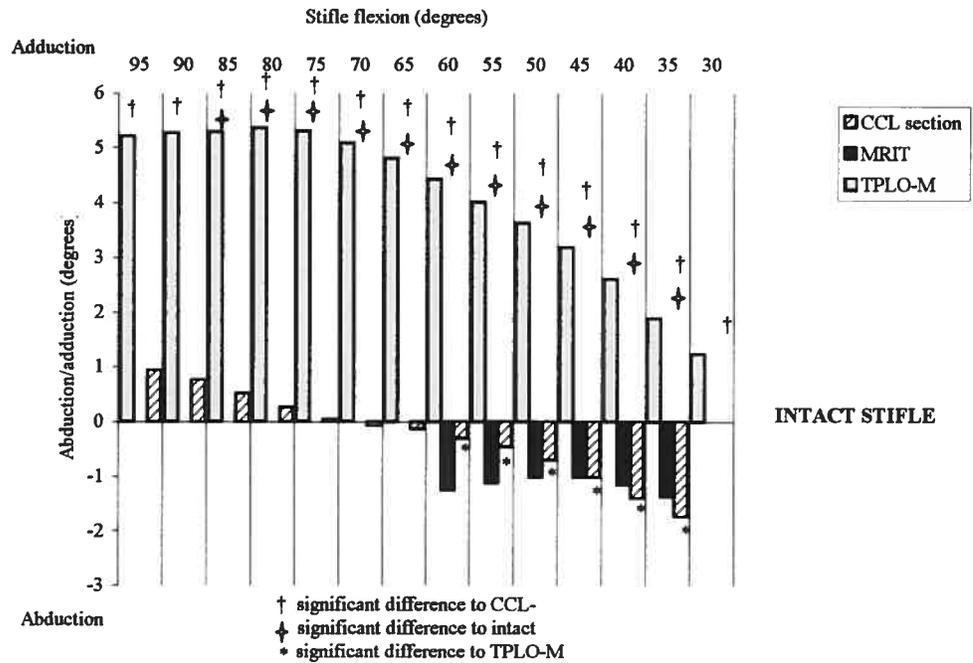
26. Warzee CC, Dejardin LM, Arnoczky SP, Perry RL. Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study. *Vet Surg.* 2001 May-Jun; 30(3):278-86
27. Wheeler JL, Cross AR, Gingrich W. In vitro effects of osteotomy angle and osteotomy reduction on tibial angulation and rotation during the tibial plateau-leveling osteotomy procedure. *Vet Surg.* 2003 Jul-Aug;32(4):371-7



Graph 1: Recording of the cranial tibial translation of the passive stifle movement in each situation, as compared with the intact stifle: CCL-section stifle, repaired with MIRT, repaired with TPLO-Montavon.



Graph 2: Recording of the tibial rotation of the passive stifle movement in each situation, as compared with the intact stifle: CCL-section stifle, repaired with MIRT, repaired with TPLO-Montavon.



Graph 3: Recording of the tibial abduction/adduction of the passive stifle movement in each situation, as compared with the intact stifle: CCL-section stifle, repaired with MIRT, repaired with TPLO-Montavon.

Stifle	TPA (°)	TPA-15° (°)
1	26	11
2	24	9
3	23	8
4	26	11
5	30	15
6	25	10
7	24	9
8	30	15
9	28	13
Mean ± SD	26.22 ± 2.6	11.22 ± 2.6

Table 1: Tibial plateau angle (TPA), in degrees (°) before and after* tibial wedge ostectomy of 15 degrees.

* Postoperative TPA angle was calculated, not measured because of the absence of the tarsal joint that needed to be resected for experimentation

Chapitre 5: Autres résultats

5.1 Laxité crânio-caudale

La moyenne mesurée du mouvement de tiroir \pm l'écart-type du genou intact était 1.09 mm \pm 0.82 mm à 90° d'angle de flexion. Le mouvement de translation crânio-caudale maximal était obtenu à 40° d'angle de flexion (1.54 mm \pm 1.1 mm). En extension maximale, la valeur de la laxité crânio-caudale diminuait de façon significative (1.32 mm \pm 0.79 mm).

Après section du LCC, en comparaison avec le genou intact, le mouvement de tiroir était statistiquement plus important (5.58 mm \pm 1.82 mm en position neutre, soit 40° d'angle de flexion), excepté en extension maximale.

Après la TMIRL, aucune différence significative n'a été notée en comparaison avec le genou intact, quelque soit l'angle. A 90° et 40° d'angle de flexion, une diminution significative de la laxité crânio-caudale a été enregistrée par rapport au genou lésé.

Suite à la NPTO-M, le mouvement de tiroir était de façon significative plus grand (8.63 mm \pm 3.43 mm à 40° d'angle de flexion) en comparaison avec le genou intact et le genou réparé avec la TMIRL, à chaque angle. En extension maximale, les valeurs étaient augmentées de façon significative par rapport au genou lésé.

En résumé, TMIRL permet de restaurer une translation tibiale crânio-caudale normale dans les 3 positions de flexion tandis que la NPTO-M augmente le mouvement de tiroir en

comparaison avec le genou intact, le genou lésé (section du LCC) en position neutre et en extension maximale (tableau III).

Laxité (x ± SD) crânio-caudale	90°	140 °	Extension maximale
	Intact	1.09 ± 0.82	1.54 ± 1.1
RLCC	4.89 ± 2.39 *	5.58 ± 1.82 *	1.82 ± 1.33
TMIRL	1.19 ± 0.74 °	1.49 ± 0.6 °	1.16 ± 0.45
NPTO-M	5.28 ± 2.7 * °	8.63 ± 3.43 * °	5.74 ± 3.47* °

* p<0.05 comparé à intact, ° comparé à RLCC, ° comparé à TMIRL

Tableau IV: Enregistrement de la laxité de translation crânio-caudale à différents angles de flexion dans chaque situation suivante: genou intact, après section du LCC, genou corrigé avec TMIRL puis NPTO-M.

5.2. Laxité de rotation interne/externe

Les résultats obtenus pour le genou intact sont : laxité moyenne maximale à 40° d'angle de flexion ($38.29^\circ \pm 14.85^\circ$) tandis qu'elle est minimale en extension complète ($31.97^\circ \pm 7.59^\circ$).

La section du LCC augmente de façon significative la laxité de rotation à 90° et 40° d'angle de flexion comparativement au genou intact avec un maximum à 40° d'angle de flexion ($48.85^\circ \pm 12.08^\circ$) qui était limité en extension maximale.

La TMIRL limitait la rotation avec l'enregistrement de valeurs diminuées significatives à 90° d'angle de flexion ($29.07^\circ \pm 4.81^\circ$) par rapport au genou intact et la NPTO-M augmentait significativement la rotation quelque soit l'angle ($68.4^\circ \pm 16.86^\circ$ en position neutre par exemple) en comparaison avec le genou intact et réparé avec TMIRL.

Laxité rotation interne/externe (x ± SD)	90°	140 °	Extension maximale
	Intact	35.58 ± 11.28	38.29 ± 14.85
RLCC	44.75 ± 13.05*	48.85 ± 12.08*	37.15 ± 8.93
TMIRL	8.28 ± 1.91* °	29.07 ± 4.81	23.44 ± 5.34
NPTO-M	56.57 ± 17.39*^a	68.4 ± 16.86*^a	59.64 ± 16.52*^a

*** p<0.05 comparé à intact, ° comparé à RLCC, ^a comparé à TMIRL**

Tableau V: Enregistrement de la laxité de rotation interne/externe à différents angles de flexion dans chaque situation suivante: genou intact, après section du LCC, genou corrigé avec TMIRL puis NPTO-M.

Chapitre 6: Discussion

6.1 Objectifs de l'étude

La littérature exhaustive sur le genou canin et la rupture du LCC déroutent parfois les professionnels de la chirurgie orthopédique par l'absence de consensus sur les données obtenues. Récemment, Aragon et *al* ont mis en évidence que les informations apportées par la littérature n'étaient pas suffisantes pour affirmer qu'une chirurgie était meilleure qu'une autre [Aragon, 2005]. Cette dernière décennie, un engouement particulier pour la technique de nivellement du plateau tibial selon Slocum a soulevé bien des débats quant à l'efficacité d'une chirurgie par rapport à une autre. Généralement basée sur l'expérience du clinicien et l'observation subjective du propriétaire, l'analyse des résultats post-opératoires ne permet d'apprécier pleinement un retour à une fonction normale du genou. Ainsi décrit en médecine humaine, la palpation et les évaluations radiographiques (évaluations statiques ou quasi-statiques) pour mesurer la laxité sont sujettes à de grandes marges d'erreurs en raison de la déformation des tissus mous et l'expérience subjective du manipulateur et radiologiste.

Etude après étude, chacun s'accorde à dire que la décision d'opérer avec telle ou telle technique relève de plusieurs facteurs (expérience du chirurgien et rapidité d'exécution, compliance du patient et du propriétaire, influence budgétaire et possible intérêt commercial). Certains auteurs ont avancé qu'une technique pourrait avoir le même résultat qu'une autre après plusieurs mois [Conzemius MG, 2005]. D'autres ont défini comme incomplète la TPLO en l'absence de correction de difformité du membre [Slocum B, 2000].

Afin de documenter l'effet immédiat des chirurgies correctrices décrites au préalable sur la cinématique 3D du genou canin, un modèle expérimental permettant de recueillir des données objectives sur le sujet a été élaboré par notre équipe. Avant tout,

notre appareil a pu enregistrer des valeurs répétitives. Nous sommes désormais en possession d'une banque de données objectives sur les paramètres de laxité et de cinématique 3D du genou canin intact et lésé après section du LCC.

6.2 Choix de la méthodologie

Le montage choisi a servi dans une étude humaine. Il est simple et permet la flexion/extension active par traction sur le tendon du quadriceps tel que décrit par Grood et al en 1993. En premier lieu, nous ne souhaitons pas évaluer l'élément compression ni mettre en jeu les forces actives. Seul l'effet immédiat de l'intervention chirurgicale nous intéressait à ce stade de la recherche. Bien que l'efficacité du nivellement du plateau tibial soit déterminée lors de la mise en charge, notre attention se tournait plutôt sur l'effet d'une ostectomie proximale du tibia à un instant zéro envers le mouvement passif du genou opéré. Ce montage nous a permis de réaliser à la fois une étude de laxité et de cinématique du genou dans 4 situations différentes en conservant le même genou comme genou témoin. Les chirurgies ont pu être menées à bien sans démonter le spécimen de son attache fémorale. Nous évitons ainsi des sources d'erreurs en préservant la même définition d'axes de rotation anatomique.

Comme expliqué préalablement, l'utilisation de la méthode modifiée des angles d'Euler revêt une importance toute particulière dans l'analyse de techniques chirurgicales. L'avantage de ce système est la simplification en terme clinique des résultats enregistrés. Travaillant *in vitro*, un seul système d'axe a été défini entre les mesures du genou intact et celles du genou opéré avec le NPTO-M, ce pour un même genou. Les résultats peuvent être comparés pour la moyenne de tous les genoux en calculant la différence par rapport au genou intact. Le mouvement du genou est représenté en terme de trois rotations et trois translations du tibia autour d'axes mobiles du système de coordonnées du fémur.

Pour faire face à la complexité de l'articulation fémorotibiale, les chercheurs ont développé des systèmes d'analyse de la cinématique 3D du genou. Ces techniques de mesure du mouvement articulaire peuvent évaluer en partie le mouvement en limitant le nombre de degrés de liberté à moins de 6 ou pleinement en respectant son mouvement complet dans l'espace (*ie* 6 degrés de liberté) : 3 translations (médo-latérale, crânio-caudale et proximo-distale) et 3 rotations (flexion/extension, interne/externe et adduction/abduction). Nous avons choisi ce dernier. Ce modèle n'impose aucune limitation au mouvement entre les deux os. Deux types de systèmes électromagnétiques sont valables sur le marché et donnent une information complète sur les 6 degrés de liberté du genou. Ces systèmes consistent normalement en un transmetteur qui émet un champ magnétique et plusieurs unités réceptrices attachées aux différents segments osseux. Chacun apporte des données sur la position et la rotation. Ces technologies ont prouvé leur efficacité dans la recherche musculosquelettique [Bull, 1998] et aujourd'hui s'utilisent sans hésitation. Le Polhemus Fastrack (système choisi dans notre étude) ou le système Isotrack (Colchester, Vermont, USA) utilisent une technologie électromagnétique qui est très sensible à la présence de métal dans le champ magnétique. Ce soucis a été écarté en s'assurant avant chaque série de mesures d'évaluer notre environnement (enregistrement d'une courbe test). Le système Polhemus Fastrack a une portée allant jusqu'à 0.7m du transmetteur avec une précision de +/- 0.5mm en translation et +/- 1° en rotation, les données étant recueillies à 100Hz. L'un des inconvénients rapportés avec le choix de la définition des axes peut être l'interprétation clinique des résultats obtenus. Bien que le mouvement spatial soit totalement enregistré, nous avons sélectionné les données intéressantes pour une application clinique en n'analysant que certains des mouvements. La première étape de notre étude évaluait la laxité articulaire en semi-statique. Seule la mesure du mouvement crânio-caudal ou de rotation interne/externe a été prise en compte. La deuxième étape consistait à mesurer le mouvement du genou sans contrainte. Les mesures retenues ont été les suivantes : flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe, translation

crânio-caudale. Nous avons donc simplifié la lecture des données en analysant seulement 4 des 6 degrés de liberté.

Le mouvement a été mesuré sur une plage déterminée par le mouvement d'amplitude physiologique du genou canin. L'articulation n'a subi aucune contrainte, excepté la traction exercée sur le tendon du quadriceps pour créer le mouvement d'extension.

La description du mouvement par la méthode modifiée des angles d'Euler selon Grood et Suntay a l'avantage par rapport à la méthode originale de fixer les axes du mouvement permettant ainsi de mesurer les déplacements. Nous avons préféré utiliser cette méthode par rapport au mouvement hélicoïdal parce que cette description ne peut être comparée à la description clinique du mouvement et ne facilite pas la communication entre ingénieur et cliniciens.

Afin de sélectionner nos spécimens, nous avons pris en compte le fait que selon les études rapportées dans la littérature, certains types de chiens (chien moyen, races ciblées) semblaient prédisposés à la rupture de ligament croisé crânial. Ces chiens de taille moyenne pesaient entre 33 et 42 kg. Appartenant pour la plupart à des races reconnues comme prédisposées (Rottweiler, Bouvier bernois, Labrador, Golden Retriever), ils ont été retenus pour notre étude.

La notoriété de la technique modifiée de l'imbrication du rétinacle et du nivellement du plateau tibial a motivé notre choix sur le type de chirurgie que nous allions étudier. Certains auteurs pourraient critiquer ce choix, considérant que le nivellement du plateau tibial a pour but de neutraliser le mouvement de tiroir uniquement lors de la mise en charge et que notre étude évalue le mouvement du genou sans forces actives. A cela, nous répondons que le but de cette étude n'était pas de savoir si cette chirurgie stabilisait l'articulation mais de documenter si le nivellement du plateau tibial par ostectomie décrite selon Montavon créait des changements inattendus sur le mouvement articulaire. La

présente étude n'a pas la prétention de définir si une chirurgie est meilleure qu'une autre. Il est cependant intéressant d'analyser les effets d'une chirurgie à j0 sur le mouvement articulaire afin de documenter les changements immédiats de la cinématique 3D du genou opéré au stade premier d'une étude *in vitro*.

La décision de travailler sur des genoux cadavériques a été arbitrée par la difficulté à mesurer *in vivo* le mouvement du genou sans biais et d'un point de vue éthique le souci de ne pas faire subir deux chirurgies sur un même patient. *In vivo*, plusieurs facteurs interfèrent sur la fiabilité des résultats. Par exemple, les mouvements de la peau avec des capteurs cutanés ou l'adaptation partielle du sujet aux changements induits par l'inconfort créé par le capteur fixé directement à l'os sont des sources d'erreurs rapportées par plusieurs auteurs tels que DeCamp (1996), Korvick (1994) et Budsberg (1988).

Nous avons préféré simplifier notre modèle expérimental dans un cadre d'étude *in vitro*. L'absence de forces actives générées principalement par des forces musculaires a également été écartée. Les études mettant en scène des forces actives sont également une représentation erronée de la réalité. Le mouvement du genou est régi par un ensemble de forces passives et actives qui, jusqu'à maintenant n'a pu être reproduit complètement. Décider arbitrairement que telle force sera activée plutôt qu'une autre peut être considéré comme un biais. Nous estimons qu'une étude *in vitro* se limitant aux forces passives est une première étape intéressante dans l'analyse du mouvement du genou, les paramètres du modèle étant moins biaisés.

Le succès chirurgical lors de RLCC chez le chien est déterminé en pratique par des tests statiques (radiographie sous stress) ou quasi-statiques (mouvement de tiroir), une évaluation visuelle de la démarche par le clinicien lors de l'examen orthopédique et l'opinion du propriétaire. Les études cinétiques permettent de démontrer de façon objective si le patient recouvre une démarche normale en comparant les valeurs du membre opéré avec le membre controlatéral témoin. Cependant, d'une part l'analyse clinique reste subjective et n'informe que partiellement sur les paramètres décrivant le mouvement du

genou. D'autre part, les plates-formes d'analyse des forces de réaction au sol ont certes l'avantage d'évaluer la démarche du patient *in vivo* mais analysent l'appui du membre au sol par rapport au controlatéral et non pas le membre intact avant chirurgie. De plus, ces différentes forces analysées sont la résultante d'un ensemble de forces actives sollicitant le membre dans son ensemble (non seulement le genou mais également la hanche, l'articulation tibio-tarsienne et l'appui au sol). La fonction du genou dans ce cas est difficile à apprécier à elle seule. Les études cinématiques 3D n'ont pour but de remplacer les moyens cliniques d'évaluation, essentiels au chirurgien. Leur portée est surtout scientifique. Par le biais de ces recherches, les auteurs espèrent mieux comprendre la fonction du genou, ajuster ou créer des techniques chirurgicales pouvant ramener ce dernier vers une fonction normale après rupture du ligament croisé crânial. Des études *in vivo* ont été entreprises pour documenter la laxité du genou normal et lésé et l'adaptation du patient à cette instabilité articulaire (forces musculaires, adaptation de l'angle articulaire). L'évaluation post-opératoire de la fonction du genou en cinématique 3D est difficile *in vivo*. Les raisons évoquées sont souvent le mouvement de la peau qui, lors d'évaluation des traitements orthopédiques, ces mesures ne sont pas assez précises et pas assez reproductibles [Ganjikia et al : 2000; Sati et al, 1996]. Les systèmes d'axe anatomique ne peuvent être définis de façon fiable et ne permettent pas d'assurer une mesure reproductible du mouvement 3D du genou d'un même patient à deux moments différents ou d'un patient à l'autre. Les méthodes employant des fixations osseuses ont pour défaut de créer une gêne chez le patient lors de la mise en place et par la suite lorsque l'implant perd de son ancrage [Korvick, 1994]. A contrario, *in vitro*, ces inconvénients disparaissent et l'on peut à t0 évaluer chaque situation sur le même genou, ce dernier servant alors de genou témoin. Ce qui permet également d'analyser deux techniques chirurgicales à partir de données identiques (genou intact, lésé). Les références, quant au succès chirurgical ou non font souvent appel à des études rétrospectives ou prospectives sur patient. Si l'on se penche sur les études *in vivo* ou *in vitro* effectuées sur le genou canin en médecine vétérinaire, aucune donnée n'a été rapportée de manière objective sur l'effet de techniques chirurgicales à J0

sur la cinématique 3D du genou opéré. L'idée est de comprendre ce que des chirurgies correctrices peuvent faire sur la cinématique 3D du genou opéré. En particulier, dans le cas de cette étude, il s'agissait de voir les répercussions sur le mouvement du genou lors de la mise en place de prothèses extra-capsulaires et si une ostectomie proximale du tibia pouvait créer des modifications anatomiques suffisantes pour avoir des conséquences sur la cinématique 3D du genou opéré.

Le recueil des informations obtenues à partir de notre système électromagnétique constitue une banque de données objectives pouvant servir ultérieurement à d'autres études à partir de notre modèle canin. Les techniques chirurgicales offertes en médecine vétérinaire, à l'heure actuelle, n'ont pour prétention de ramener le genou à une fonction normale, à savoir identique à celle du genou intact. La littérature rapporte que les chiens reviennent à une activité normale ou adéquate (à ne pas confondre avec un mouvement articulaire normal) [Pacchiana PD, 2003; Vasseur, 2002; Priddy, 2003; Jevens, 1996]. Malgré tout, le désir de créer une chirurgie qui redonnerait une fonction normale au genou explique le nombre d'études scientifiques publiées sur la rupture du ligament croisé crânial et son traitement. Ceci motive les scientifiques à créer de nouvelles techniques chirurgicales.

6.3 Résultats et Perspectives

La première étape de notre étude consistait à mesurer la laxité de translation et de rotation du genou canin dans chacune des situations évoquées (intact, lésé et réparé avec deux techniques chirurgicales). L'étude de Korvick a démontré que les tests passifs donnaient un déplacement crânial de moins de 1mm pour le genou intact. Avec rupture du LCC, une manipulation passive causait environ 10 mm de déplacement crânial à tous les angles. Cette différence entre le statut dynamique et passif de ± 2 mm est expliquée par des forces plus importantes imposées sur l'articulation à la marche. Le mouvement caudo-

crânial est de 11mm passivement. En dynamique, soit à la marche, il n'existe qu'en extension maximale (soit 55-63° de flexion). Ceci est valable durant la phase d'appui, pas en phase de suspension. La contraction du quadriceps génère une tension sur le LCC à des angles spécifiques [Arms et al, 1984; Daniel et al, 1987]. Kain et al (1998) ont montré que la contraction du quadriceps chez des singes rhésus produisait une tension sur le LCC à 0 et 45° de flexion et un raccourcissement du LCC à 90° de flexion. Normalement, en l'absence de LCC, la contraction du quadriceps causerait une subluxation aux angles de 0 à 45°. Chez le chien, le muscle quadriceps se contracte quand la flexion atteint 40° et ce jusqu'à 60°. Passé cet angle de flexion (phase «swing»), les forces ne sont plus dirigées par le m. quadriceps : LCC-indépendant tandis que la phase d'appui est phase-dépendante.

Notre système a enregistré les mesures de laxité sur genou cadavérique sans intervention des forces actives. Etant donné l'importance accordée aux tests de laxité en clinique, il était intéressant de voir l'effet de ces manipulations sur notre modèle avant de rapporter les mesures de cinématique 3D du mouvement de ce même genou.

Les données que nous avons recueillies lors de cette première étape ont conforté ce qui avait été décrit au préalable dans la littérature et considéré comme acquis par le monde chirurgical orthopédique. Par exemple, la section du LCC crée une translation caudo-crâniale nettement supérieure à celle enregistrée sur le genou intact. Elle est plus marquée lorsque le genou se rapproche de la position d'extension. Cela dit, en extension maximale, la faible translation obtenue laisse penser que notre système a barré l'articulation en créant une extension articulaire non physiologique. Comme précité, une légère rotation interne est observée en cours de flexion en raison de l'anatomie tibio-fémorale. La perte du LCC amplifie cette rotation interne, en accord avec les observations cliniques et des études préalables. Néanmoins, notre modèle expérimental nous a permis de noter quelques informations supplémentaires, intéressantes à documenter dans ce travail. En premier lieu, les valeurs de laxité de translation enregistrées sur notre modèle s'avèrent plus petites que ce qui est décrit dans la littérature. Les méthodes utilisées dans les études préalables sont

différentes. Par conséquent, une comparaison directe est difficile à envisager. Dans une étude humaine, des différences similaires furent notées. Les mesures de laxité par instrumentation KT-1000 et radiographie sous stress étaient supérieures à celles enregistrées par un système de cinématique 3D. Korvick, en 1994 a mesuré manuellement le mouvement de tiroir chez le chien (11mm), Reif dans son étude sur la TPLO en 2002 mesure la translation crânio-caudale à l'aide d'un potentiomètre qui convertit les changements de position en signaux électriques (14mm). Il a effectué ses enregistrements à un seul angle; seule la force axiale de charge était considérée. Les forces musculaires n'étaient pas prises en compte. Dans notre modèle, la force appliquée a été dirigée selon l'axe crânio-caudal. Cette évaluation simule le test du mouvement de tiroir. Reif, en appliquant une force verticale, parallèle à l'axe proximo-distal a évalué un déplacement vertical du tibia par rapport au fémur dans l'axe. En exerçant une force crânio-caudale, nous avons évalué la translation horizontale du tibia par rapport au fémur. Nos angles étant différents, nous ne pouvons conclure si cette méthode aurait amené des résultats similaires aux nôtres et vice-versa. Par ailleurs, la contrainte créée sur le tibia dans la direction crânio-caudale est perpendiculaire à l'axe vertical du tibia et non au plateau tibial. Ce qui pourrait réduire anatomiquement la translation par rapport à une force exercée en direction de l'axe du plateau tibial. En effet, la distance parcourue par le ligament croisé caudal (sachant que la capsule articulaire reste également un facteur limitant au mouvement de translation) avant d'être mis sous tension devrait être plus courte en forçant le tibia dans une direction perpendiculaire à son axe vertical par rapport à un glissement le long de la pente du plateau tibial. De plus, dans notre modèle *in vitro*, les tissus mous entourant l'articulation ont été retirés et les capteurs étaient directement fixés sur les os. Par conséquent, le mouvement relatif de la peau par rapport aux os a été éliminé au cours de nos mesures. Reif, dans la préparation de ses spécimens a incisé l'aspect crânial de la capsule articulaire. Nous avons préservé l'intégrité de la capsule articulaire.

La perte du LCC provoque une exagération de la laxité en rotation interne. Cette observation confirme le rôle du LCC comme stabilisateur passif dans le mouvement de

rotation interne. En recueillant objectivement ces données, nous avons conforté ce que les observations cliniques subjectives et les données éparses de la littérature décrivaient [Arnoczky, 1977; Korvick, 1994]. En ce qui concerne l'analyse de la laxité rotatoire après application de la première technique chirurgicale, à 90° de flexion, nous avons observé une rotation externe excessive. Comme Hyman et al confirmèrent dans leur étude en 2000, la position non isométrique des sites d'ancrage traditionnels des prothèses modifie l'axe rotationnel du genou opéré, le contraignant dans une position de rotation externe non physiologique [Hyman WA, 2000]. A contrario, lors de la technique de nivellement du plateau tibial, une rotation interne plus marquée a été enregistrée de façon significative par rapport au genou lésé à 40° de flexion. Cette observation avait été décrite au préalable. A 90° de flexion, le ligament collatéral se relâche et permet un déplacement caudal du condyle fémoral latéral sur le plateau tibial. Dans l'étude de Warzee en 2001, la rotation interne est diminuée significativement après nivellement du plateau tibial ($9.5^{\circ} \pm 6.3^{\circ}$ par rapport à $23.2^{\circ} \pm 6.8^{\circ}$) sans rétablir une rotation interne normale [Warzee CC, 2001]. Pour les mêmes raisons évoquées dans le cas de la laxité de translation, la charge que nous avons appliquée sur le tibia était dirigée dans l'axe médio-latéral du tibia et non disto-proximal. En ne mettant en jeu que cette force, nous éliminons la force de compression et de fait, les forces de frottements. Nous pensons que la coupe osseuse tibiale a modifié l'axe du plateau tibial non seulement dans un plan transverse mais aussi dans le plan longitudinal et sagittal. En corrigeant la pente du plateau tibial de la sorte, le fragment osseux une fois enlevé, le basculement de caudal à crânial de ce dernier déplace les structures anatomiques de la partie caudale du plateau tibial cranialement par rapport au fémur. En basculant cette portion, l'origine du ligament caudal subit une translation craniale, ce qui place le LCCd dans une position relâchée. Cette analyse de la laxité en translation et rotation nous a permis de mettre en évidence l'importance de la direction de la force à appliquer sur le tibia pour créer un mouvement de tiroir. Il semble que le test de compression du plateau tibial soit préférable pour illustrer une translation évidente. Selon l'orientation de la force appliquée caudalement au tibia, le clinicien peut sous diagnostiquer une laxité excessive s'il

conserve une direction perpendiculaire à l'axe du tibia et non parallèle au plateau tibial. De plus, la compression du plateau tibial mime les forces engendrées lors de la mise en charge. La laxité rotatoire est exagérée en comparaison avec les valeurs rapportées dans la littérature si une force de compression proximo-distale était appliquée tout au long du déploiement articulaire. Or, normalement en l'absence de LCC, la contraction du m. quadriceps devrait créer une subluxation tibiale craniale aux angles de flexion de 0 à 45°. Même si la contraction du quadriceps constitue l'une des forces responsable de la translation craniale, pour que la translation craniale du tibia soit manifeste, la force de réaction au sol lors de la mise en charge du membre est essentielle pour générer une compression tibiale significative. Lors d'une correction de la rupture du LCC par neutralisation dynamique, l'instabilité en pratique créée par la direction de cette force passive ne s'avère évidente que lorsqu'une force extérieure active agit sur le tibia proximal. En réalité, le genou lésé, lors d'un mouvement passif ne subit aucune subluxation tibiale significative. D'ailleurs, Korvick a prouvé que le chien réduisait la mise en charge sur le membre lésé pour contrôler la subluxation tibiale. Aucun déplacement isométrique manifeste n'avait été démontré lors de la phase de suspension. L'une des motivations des chirurgiens à réaliser un relâchement de la partie caudale du ménisque médial par méniscectomie partielle est le souci de voir cette structure anatomique subir les mêmes contraintes que dans le cas d'un genou instable à la marche, du fait d'une position anatomique différente. Un point intéressant à analyser dans le futur serait de voir si lors de la mise en charge, la poussée tibiale caudale pourrait agir au détriment de l'intégrité du ménisque médial.

Dans notre projet, l'amplitude de mouvement n'a été documentée que jusqu'à 30° de flexion sachant qu'à extension complète, l'oscillation du tibia ne permettait de recueillir des données fiables. Il se peut qu'au-delà de cette valeur, notre modèle ait pu montrer une translation craniale. On peut voir notamment sur notre figure qu'entre 45 et 30° de flexion, une différence (non significative) se dessine par rapport au genou intact. En s'intéressant au figure abduction/adduction, entre 45° et 30° de flexion, le système a enregistré une

abduction plus marquée par rapport au genou intact (sans être significative) et sur la figure rotation interne/externe, en correspondance avec cette plage d'angle, une rotation externe a été notée. En position fléchie, le tibia effectue une rotation interne et se transforme lorsque le genou tend vers une extension quasi-complète en rotation externe. Une étude humaine corrobore ces observations. En créant une translation craniale tibiale, les genoux avec rupture du LCC avaient une rotation plus latérale et étaient plus en abduction que les genoux normaux.

A l'inverse du genou intact et lésé, la première technique chirurgicale (TMIRL) altère de façon significative l'amplitude de mouvement et maintient tout au long du mouvement le tibia en rotation externe et en abduction. Ces modifications relatives à la position des prothèses de nylon résultent en une restriction de l'amplitude de mouvement et en une limitation de la rotation ce qui pourrait créer une compression anormale tibio-fémorale et particulièrement dans le compartiment tibial latéral. Il serait intéressant d'insérer un capteur de pression et de documenter les variations de pression à ce niveau. Il est certain que cette analyse *in vitro* donne une estimation comparative après stabilisation immédiate et ne tient compte des forces musculaires et de la mise en charge lors du cycle de la démarche. Néanmoins, il nous semble important de réaliser qu'un programme de physiothérapie débuté le plus tôt possible pourra aider au succès de la chirurgie ultérieurement, fait corroboré par Conzemius et al [Marsolais, 2003]. N'oublions pas qu'une pression concentrée en des zones spécifiques du cartilage augmente la progression de l'arthrose en empêchant la nutrition par imbibition du cartilage.

Les données obtenues à partir du genou opéré avec la technique de nivellement du plateau tibial ont démontré que cette technique ne nuisait pas à l'amplitude de mouvement passif de l'articulation mais qu'elle apportait certaines modifications par rapport à la cinématique 3D du genou intact, voire lésé. En effet, au regard des valeurs répertoriées sur les figures 2 et 3, le tibia demeure en rotation externe accompagné d'une adduction sur l'ensemble du mouvement étudié. Si l'on se réfère aux données rapportées dans la situation

du genou lésé, (et de ce qui a été observé lors d'études cliniques ou scientifiques, soit une rotation interne persistante (Warzee) associée à une abduction) sachant que cette technique est considérée apporter une correction uniquement en situation dynamique, le genou aurait dû se comporter à l'identique du genou lésé, excepté si l'ostectomie a modifié les structures anatomiques du tibia proximal par rapport au fémur. Or, les points de repère pour débiter l'ostectomie étaient sur le cortex médial et la partie craniale du plateau tibial (juste crânial au ligament inter-méniscal). La coupe a été effectuée perpendiculaire au cortex médial et non à l'axe du tibia. Etant donné la courbe anatomique propre au tibia proximal canin, nous avons effectué une translation du fragment caudal dans l'axe médio-latéral, basculé ce même fragment caudo-crânialement et amené une rotation interne du fragment (résultant en une rotation externe du membre). Un varus a été créé, ce qui explique principalement la rotation externe du tibia et l'abduction persistant tout au long du mouvement de flexion-extension. L'auteur de cette chirurgie a depuis abandonné la technique, réalisant après observation clinique que la correction apportait des modifications similaires (communication personnelle, P Montavon, Congrès de l'ECVS, juillet 2004, Prague). La technique de nivellement du plateau tibial selon Slocum exige pour être utilisée de suivre un cours de certification. C'est pourquoi, certains chirurgiens ont entrepris de tenter d'autres techniques de nivellement du plateau tibial. Il serait intéressant dans une étude prochaine d'analyser les effets de l'ostéotomie circulaire proximale du tibia selon Slocum sur la cinématique 3D lors du mouvement passif. Bien qu'enseignée par ses pairs, cette chirurgie fait appel à de nombreux détails qui demandent une courbe d'apprentissage pour être maîtrisés. L'enregistrement de la translation caudo-crâniale lors de l'amplitude de mouvement a mis en évidence un déplacement caudal du tibia. L'inclinaison du plateau étant réduite, les condyles tibiaux vont glisser le long des condyles fémoraux en direction caudale annulant l'influence des extenseurs. Cette information conforte l'idée qu'une pente corrigée à plus de 6.5° [Warzee CC, 2001] pourrait demeurer efficace. Cette déduction nécessite d'être vérifiée par une étude objective ultérieurement.

Notre étude *in vitro* n'avait pas la prétention de vouloir déterminer si une chirurgie implique. La complexité du genou rend difficile la réalisation d'un montage mettant en œuvre chaque force (active et passive) influençant la mobilité articulaire. L'avantage de ce modèle *in vitro* est d'avoir gardé comme genou témoin le genou intact pour chacune des situations et de pouvoir ainsi conserver le même système d'axe.

Ce travail a servi à collecter une banque de données sur la cinématique 3D du genou canin cadavérique intact et instable (section du LCC) et de mieux comprendre et documenter de manière objective l'effet des techniques chirurgicales sur la cinématique 3D de notre modèle expérimental. Nous espérons apporter un outil expérimental simple pour de futures recherches sur de nouvelles ou courantes chirurgies pour en apprécier les effets présents et jauger au mieux les conséquences futures sur la fonction du genou opéré.

Nous avons choisi d'analyser le genou après rupture complète du LCC. Nous aurions pu simuler une déchirure partielle mais l'issue finale étant la rupture complète, il était plus simple de procéder ainsi. Une perspective intéressante serait d'évaluer le genou après perte du LCC mais également avec lésion méniscale et voir les effets d'une ménissectomie partielle sur la cinématique 3D du genou après chirurgie.

Conclusion

Sachant que la réussite des techniques employées n'a jamais été évaluée en considérant l'analyse objective du mouvement du genou opéré, la mesure de la cinématique 3D et de la laxité articulaire a démontré que les deux chirurgies choisies ne permettaient un retour immédiat à une fonction normale. Lors de la MIRT, l'amplitude de mouvement est significativement diminuée par rapport au genou normal (60° à 35° de flexion). Bien que significativement efficace pour corriger le mouvement de tiroir excessif après rupture du ligament croisé, l'utilisation de prothèses extra-capsulaires contraint le tibia en rotation externe et adduction durant l'enregistrement complet du mouvement d'amplitude. Le nivellement du plateau tibial par ostectomie proximal a eu pour effet sur notre modèle de créer également une rotation externe qui s'amplifiait lors de l'extension du membre. Une adduction tibiale significative a été relevée. Cette dernière augmentait avec la flexion du genou. Les résultats recueillis lors de la section du ligament croisé crânial correspondent à ce qui a déjà été décrit dans la littérature. Ceci qui conforte l'intérêt de notre modèle.

Basé sur les résultats de cette étude, l'analyse de la cinématique 3D du genou canin est un des outils valides pour comprendre cette articulation complexe et les effets d'une chirurgie qui pourra, en étant testée, être validée, améliorée ou accompagnée d'un plan thérapeutique post-opératoire en vue d'un meilleur résultat. L'analyse de la laxité effectuée au cours de la première étape de cette étude n'a pas interprété les valeurs en choisissant des forces différentes de celles engendrées par la mise en charge. Ceci mériterait d'être réévalué.

Les progrès grandissants de l'informatique, des imageries médicales permettront sans doute dans un avenir proche de simuler l'ensemble des forces actives et passives. Une étude similaire *in vivo* pourrait voir le jour prochainement.

Bibliographie

Amis AA. Anterior cruciate ligament replacement. Knee stability and the effects of implants. *J Bone Joint Surg Br.* 1989 Nov;71(5):819-24.

Anderson CC 3rd, Tomlinson JL, Daly WR, Carson WL, Payne JT, Wagner-Mann CC. Biomechanical evaluation of a crimp clamp system for loop fixation of monofilament nylon leader material used for stabilization of the canine stifle joint. *Vet Surg.* 1998 Nov-Dec;27(6):533-9.

Anderson DR, Newman AP, Daniels AU. In vitro load transmission in the canine knee: the effect of medial meniscectomy and varus rotation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1993; 1(1):44-50

Aragon CL, Budsberg SC. Applications of evidence-based medicine: cranial cruciate ligament injury repair in the dog. *Vet Surg.* 2005 Mar-Apr; 34(2):93-8

Arnoczky SP, Marshall JL. The cruciate ligaments of the canine stifle: an anatomical and functional analysis. *Am J Vet Res.* 1977 Nov;38(11):1807-14.

Ballagas AJ, Montgomery RD, Henderson RA, Gillette R. Pre- and postoperative force plate analysis of dogs with experimentally transected cranial cruciate ligaments treated using tibial plateau leveling osteotomy. *Vet Surg.* 2004 Mar-Apr; 33(2):187-90

Beynon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. *J Biomech.* 1998 Jun;31(6):519-25

Blankevoort L, Huiskes R. Validation of a three-dimensional model of the knee. *J Biomech.* 1996 Jul; 29(7):955-61

Banwell NM, Kerwin CH, Hosgood G. In Vitro Evaluation of the 18 and 36 kg Securos Cranial Cruciate Ligament Repair System, *Vet surg.* 2005 May; 34(3):179-E21

Boyd SK, Matyas JR, Wohl GR, Kantzas A, Zernicke RF. Early regional adaptation of periarticular bone mineral density after anterior cruciate ligament injury. *J Appl Physiol.* 2000 Dec; 89(6):2359-64

Bruce WJ. Multiple ligamentous injuries of the canine stifle joint: a study of 12 cases. *J Small Anim Pract.* 1998 Jul; 39(7):333-40

Bruggemann GP. How do kinematic and force plate analyses complement each other? ECVOT-VOS. 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, 5th-8th September 2002, p55

Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW, Flo GL, Probst CW. Force plate analyses before and after stabilization of canine stifles for cruciate injury. *Am J Vet Res.* 1988 Sep; 49(9):1522-4

Budsberg SC. Is force plate analysis the answer to lameness evaluation? ECVOT-VOS. 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, 5th-8th September 2002, p58

Bull AM, Amis AA. Knee joint motion: description and measurement. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1998; 212(5):357-72

Carpenter DH, Cooper RC. Mini review of canine stifle joint anatomy. *Anat Histol Embryol.* 2000 Dec; 29(6):321-9

Comerford EJ, Tarlton JF, Wales A, Bailey AJ, Innes JF. Ultrastructural differences in cranial cruciate ligaments from dogs of two breeds with a differing predisposition to ligament degeneration and rupture. *J Comp Pathol.* 2006 Jan;134(1):8-16.

Comerford EJ, Tarlton JF, Innes JF, Johnson KA, Amis AA, Bailey AJ Metabolism and composition of the canine anterior cruciate ligament relate to differences in knee joint mechanics and predisposition to ligament rupture. *J Orthop Res.* 2005 Jan; 23(1):61-6

Conzemius MG, Evans RB, Besancon MF, Gordon WJ, Horstman CL, Hoefle WD, Nieves MA, Wagner SD. Effect of surgical technique on limb function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 2005 Jan 15; 226(2):232-6

Cook, J.L., A.M. Stoker, A. Lerner, S. Totterman, C.R. Cook, and D.B. Fox. Early diagnosis of osteoarthritis using molecular and imaging techniques in the Pond-Nuki model in dogs. Abstract. 32nd Annual Conference of the Veterinary Orthopedic Society. March 5-12, 2005

Damur DM, Tepic S, Montavon PM. Proximal tibial osteotomy for the repair of cranial cruciate-deficient stifle joints in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2003; 16:221-6

DeAngelis MP, Lau RE: A lateral retinacular imbrication technique for the surgical correction of anterior cruciate ligament rupture in the dog. *J Am Vet Med Assoc.* 1970;157:79

DeCamp CE. Is kinematic gait analysis necessary? ECVOT-VOS. 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, 5th-8th September 2002, p73

DeCamp CE, Riggs CM, Olivier NB, Hauptman JG, Hottinger HA, Soutas-Little RW. Kinematic evaluation of gait in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Am J Vet Res.* 1996 Jan; 57(1):120-6

Dimnet J. The improvement in the results of kinematics of *in vivo* joints. *J. Biomechanics*,1980,13, 653-661

Dupuis J, Harari J. Cruciate ligament and meniscal injuries in dogs. *Compend Contin Educ Pract Vet* 1993; 15:215-228

Dulisch ML. Suture reaction following extra-articular stifle stabilization in the dog- Part I: a retrospective study of 161 stifles. *J Am Anim Hosp Assoc* 1981;17:569-571

Dulisch ML. Suture reaction following extra-articular stifle stabilization in the dog- Part II: a retrospective study of 66 stifles. *J Am Anim Hosp Assoc* 1981;17:569-571

Duval JM, Budsberg SC, Flo GL, Sammarco JL. Breed, sex, and body weight as risk factors for rupture of the cranial cruciate ligament in young dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 1999 Sep 15; 215(6):811-4

von Eisenhart-Rothe R, Bringmann C, Siebert M, Reiser M, Englmeier KH, Eckstein F, Graichen H. Femoro-tibial and menisco-tibial translation patterns in patients with unilateral anterior cruciate ligament deficiency--a potential cause of secondary meniscal tears. *J Orthop Res.* 2004 Mar; 22(2):275-82

Essinger JR, Leyvraz PF, Heegard JH, Robertson DD. A mathematical model for the evaluation of the behaviour during flexion of condylar type knee prostheses. *Journal of biomechanics*. 1989, 22, p. 1229-1241

Evans HE, Christensen GC: *Miller's Anatomy of the dog*. WB Saunders, Philadelphia, 1979, p.257

Fithian DC, Kelly MD, Mow VC. Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clin Orthop* 1990;252:19-31

Fleming BC, Brattbakk B, Peura GD, Badger GJ. Measurement of anterior-posterior knee laxity: a comparison of three techniques. *J Orthop Res*. 2002 May;20(3):421-6

Flo GL. Modification of the lateral retinacular imbrication technique for stabilizing cruciate ligament injuries. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1975; 11:570

Flo GL. Meniscal injuries. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1993 Jul;23(4):831-43

Gambardella PC, et al. Lateral suture technique for management of anterior cruciate ligament rupture in dogs: A retrospective study. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1981;17:33

Ganjikia S, Duval N, Yahia L, De Guise J. Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopy study. *The knee*, 2000; 7(4), 221-231

Giffin JR et al: Effect of measuring tibial slope on the biomechanics of the knee. *Trans Orthop Res Soc*. 2001; 26:819

Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T, Woo SLY, Harner CD. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. *American Journal of Sports Medicine*. 2004; 32(2)

Goldberg VM, Benstein A, Dawson M: The influence of an experimental immune synovites on the failure mode and strength of the rabbit anterior cruciate ligament-J Bone Joint Surg (Am). 1982; 64:900

Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. J Biomech Eng. 1983 May; 105(2):136-44

Gupta BN, Brinker WD, Subamarian BE: Breaking strength of cranial cruciate ligaments in the dog. J Am Vet Med Assoc. 1969; 155:1586

Haapala J, Arokoski J, Pirttimaki J, Lyyra T. Incomplete restoration of immobilization induced softening of young beagle knee articular cartilage after 50-week remobilization. Int J Sports Med. 2000 Jan; 21(1):76-81

Hagemeister N, Long R, Yahia L, Duval N, Krudwig W, Witzel U, de Guise JA. Quantitative comparison of three different types of anterior cruciate ligament reconstruction methods: laxity and 3-D kinematic measurements. Biomed Mater Eng. 2002; 12(1):47-57

Harper TA, Martin RA, Ward DL, Grant JW. 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. Vet Surg. 2004 Sep-Oct;33(5):531-41

Hayashi K, Manley PA, Muir P. Cranial cruciate ligament pathophysiology in dogs with cruciate disease: review. J Am Anim Hosp Assoc. 2004 Sep-Oct;40(5):385-90

Hayashi K, Frank JD, Dubinsky C, Zhengling H. Histologic changes in ruptured canine cranial cruciate ligament. Vet Surg. 2003 May-Jun;32(3):269-77

Henrotin Y, Sanchez C, Balligand M. Pharmaceutical and nutraceutical management of canine osteoarthritis: present and future perspectives. Vet J. 2005 Jul;170(1):113-23

Hildreth BE, Marcellin-Little DJ, Roe SC, Harrysson OL. In vitro evaluation of five canine tibial plateau leveling methods. Am J Vet Res. 2006 Apr;67(4):693-700.

Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier NB, Hauptman JG, Soutas-Little RW. Non invasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am J Vet Res.* 1996 Mar;57(3):381-8

Huber DJ, Egger EL, James SP. The effect of knotting method on the structural properties of large diameter nonabsorbable monofilament sutures. *Vet Surg.* 1999 Jul-Aug;28(4):260-7

Hyman, W.A., D. Hulse, and B. Beale. Strain analysis of femoral and tibial anchorage sites for extra-articular reconstruction of the cranial cruciate deficient stifle joint. *AO/AISF Veterinary Course, Davos, Switzerland.* December 2000, p.21

Innes JF, Costello M, Barr FJ, Rudolf H, Barr AR. Radiographic progression of osteoarthritis of the canine stifle joint: a prospective study. *Vet Radiol Ultrasound.* 2004 Mar-Apr; 45(2):143-8

Innes JF, Barr AR. Can owners assess outcome following treatment of canine cruciate ligament deficiency? *J Small Anim Pract.* 1998 Aug; 39(8):373-8

Jackson J, Vasseur PB, Griffey S. Pathologic changes in grossly normal menisci in dogs with rupture of the cranial cruciate ligament. *J Am Vet Med Assoc.* 2001 Apr 15 ; 218 (8) : 1281-4.

Jaegger G, Marcellin-Little DJ, Levine D. Reliability of goniometry in Labrador Retrievers. *Am J Vet Res.* 2002 Jul; 63(7):979-86

Jerram RM, Walker AM, Warman CG. Proximal tibial intraarticular ostectomy for treatment of canine cranial cruciate ligament injury. *Vet Surg.* 2005 May-Jun;34(3):196-205

Jerram RM, Walker AM. Cranial cruciate ligament injury in the dog: pathophysiology, diagnosis and treatment. *N Z Vet J.* 2003 Aug;51(4):149-58

Jevens DJ, DeCamp CE, Hauptman J, Braden TD, Richter M, Robinson R. Use of force-plate analysis of gait to compare two surgical techniques for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Am J Vet Res.* 1996 Mar;57(3):389-93

- Johansson H, Sjolander P, Sojka P. A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 Jul;(268):161-78.
- Johnson JA, Austin C, Breur GJ. Incidence of canine appendicular musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospitals from 1980 through 1989. *Vet Comp Orthop Traumatol* 1994;7:56-69
- Johnson JM, Johnson AL. Cranial cruciate ligament rupture. Pathogenesis, diagnosis, and postoperative rehabilitation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1993 Jul;23(4):717-33
- Johnson JM, Johnson AL, Pijanowski GJ. Rehabilitation of dogs with surgically treated cranial cruciate ligament-deficient stifles by use of electrical stimulation of muscles. *Am J Vet Res.* 1997;58:1473-1478
- Johnson KA, Hulse DA, Hart RC, Kochevar D, Chu Q. Effects of an orally administered mixture of chondroitin sulfate, glucosamine hydrochloride and manganese ascorbate on synovial fluid chondroitin sulfate 3B3 and 7D4 epitope in a canine cruciate ligament transection model of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2001 Jan;9(1):14-21.
- Kirby BM. Decision-making in cranial cruciate ligament ruptures. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1993 Jul;23(4):797-819
- Korvick DL, Pijanowski GJ, Schaeffer DJ. Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament-deficient stifle of dogs. *J Biomech.* 1994 Jan;27(1):77-87
- Korvick DL, Johnson AL, Schaeffer DJ. Surgeons' preferences in treating cranial cruciate ligament ruptures in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 1994 Nov 1;205(9):1318-24.
- Korvick DL. Joint motion studies of the normal and cranial cruciate ligament deficient stifle in large breed dogs [thesis]. University of Illinois, Urbana, Illinois, 1991, p6
- Lazar TP, Berry CR, deHaan JJ, et al. Long-term comparison of stifle osteoarthritis in dogs with surgical repair of cranial cruciate ligament injury utilizing tibial plateau leveling osteotomy versus extracapsular stabilization. *Vet Surg.* 2001; 30:498

Lazar TP, Berry CR, deHaan JJ, Peck JN, Correa M. Long-term radiographic comparison of tibial plateau leveling osteotomy versus extracapsular stabilization for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Surg.* 2005 Mar-Apr;34(2):133-41

Leighton RL. Preferred method of repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs: a survey of ACVS diplomates specializing in canine orthopedics. *American College of Veterinary Surgery. Vet Surg.* 1999 May-Jun;28(3):194

Leroux MA, Cheung HS, Bau JL, Wang JY, Howell DS, Setton LA. Altered mechanics and histomorphometry of canine tibial cartilage following joint immobilization. *Osteoarthritis Cartilage.* 2001 Oct;9(7):633-40

Lewis DD, Milthorpe BK, Bellenger CR. Mechanical comparison of materials used for extra-capsular stabilisation of the stifle joint in dogs. *Aust Vet J.* 1997 Dec;75(12):890-6

Li G et al: Effect of combined axial compressive and anterior tibial load on in situ forces in the anterior cruciate ligament : A porcine study- *J Orthop Res.* 1998; 16 :122

Lopez MJ, Hagquist W, Jeffrey SL, Gilbertson S, Markel MD. Instrumented measurement of *in vivo* anterior-posterior translation in the canine knee to assess anterior cruciate integrity. *J Orthop Res.* 2004 Sep;22(5):949-54

Losee RE. Concepts of the pivot shift. *Clin Orthop.* 1983 Jan-Feb;(172):45-51

McLaughlin RM. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2001 Jan; 31(1):193-201

Mahn, M.M., J.L. Cook, C.R. Cook, and M.T. Balke. Arthroscopic verification of ultrasonographic diagnosis of meniscal pathology in dogs. Abstract. 32nd Annual Conference of the Veterinary Orthopedic Society. March 5-12, 2005

Marcellin-Little DJ. Tibial cranial closing wedge osteotomy: outcome assessment. Abstract. 2005 ACVS Veterinary Symposium, p 320

Marshall KW, et al. Amelioration of disease severity by intraarticular hylan therapy in bilateral canine osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2000; 18:416

Marsolais GS, Mclean S, Derrick T, Conzemius MG .Kinematic analysis of the hind limb during swimming and walking in healthy dogs and dogs with surgically corrected cranial cruciate ligament rupture. *J Am Vet Med Assoc.* 2003 Mar 15;222(6):739-43.

Menschik A. Biometrie. Das Konstruktionsprinzip des kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße, Springer-Verlag, Heidelberg, 1987

Montavon PM. Tibial tuberosity advancement-Biomechanics and surgical procedure. Abstract. 2005 ACVS Veterinary Symposium, p 438

Moore KW, Read RA. Cranial cruciate ligament rupture in the dog--a retrospective study comparing surgical techniques. *Aust Vet J.* 1995 Aug; 72(8):281-5.

Moore KW, Read RA. Rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. Part I. Compendium. March 1996; vol.18, No. 3.

Morris E, Lipowitz AJ. Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. *J Am Vet Med Assoc.* 2001; 218:363-366

Muir P, Hayashi K, Manley PA, Colopy SA. Evaluation of tartrate-resistant acid phosphatase and cathepsin K in ruptured cranial cruciate ligaments in dogs. *Am J Vet Res.* 2002 Sep;63(9):1279-84

Murray RC, DeBowes RM, Gaughan EM, Zhu CF, Athanasiou KA. The effects of intra-articular methylprednisolone and exercise on the mechanical properties of articular cartilage in the horse. *Osteoarthritis Cartilage.* 1998 Mar;6(2):106-14.

Niebauer GW, Menzel EJ: Immunological changes in canine cruciate ligament rupture. *Res vet Sci.* 1982; 32:235

Norwood LA, Cross MJ, ACL: Functional anatomy and its bundles in rotatory instabilizers-
Am J Sports Med 1979; 7:23-6

Noyes FR. Biomechanics of ligament failure. Vet Surg. 1980; 9:115

Noyes FR, Grood ES: The strength of the SCL in humans and rhesus Monkeys. J Bone
Joint Surg (Am). 1976; 58:1074

Olmstead ML. The use of orthopedic wire as a lateral suture for stifle stabilization.
Vet Clin North Am Small Anim Pract. 1993 Jul;23(4):735-53.

Paatsama S. Ligamentous injuries of the canine stifle joint: A clinical and experimental
study. Master's thesis; 1952, Helsinki, Finland

Pacchiana PD, Morris E, Gillings SL, Jessen CR, Lipowitz AJ. Surgical and postoperative
complications associated with tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial
cruciate ligament rupture: 397 cases (1998-2001). J Am Vet Med Assoc. 2003 Jan 15;
222(2):184-93

Peacock JT, Millis DM, Weigel JP. A comparative analysis of two methods of cranial
drawer quantitation in the canine stifle. Veterinary Orthopedic Society 1999 *Proceeding*
p30

Pearson PT. Lembert suture technique to surgically correct ruptured cruciate ligaments. J
Am Anim Hosp Assoc. 1971; 7:1

Pelletier JP, Lajeunesse D, Jovanovic DV. Carprofen simultaneously reduces progression
of morphological changes in cartilage and subchondral bone in experimental dog
osteoarthritis. J Rheumatol. 2000 Dec;27(12):2893-902.

Pelletier JP, Pelletier JM. Protective effects of corticosteroids on cartilage lesions and
osteophyte formation in the Pond-Nuki dog model of osteoarthritis. Arthritis Rheum. 1989
Feb;32(2):181-93.

Pozzi A, Apelt D, Kowaleski MP, Meadows A, Andrews C, Johnson KA. In vitro effect of
meniscal release on tibial plateau translation in stifles following tibial plateau levelling

osteotomy. 32nd Annual Conference of the Veterinary Orthopedic Society, Snowmass Colorado March 5-12 2005

Priddy NH 2nd, Tomlinson JL, Dodam JR, Hornbostel JE. Complications with and owner assessment of the outcome of tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs: 193 cases (1997-20). *J Am Vet Med Assoc.* 2003 Jun 15; 222(12):1726-32

Reif U, Hulse DA, Hauptman JG. Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate-deficient stifle joint: an in vitro study. *Vet Surg.* 2002 Mar-Apr; 31(2):147-54

Reif U, Probst CW. Comparison of tibial plateau angles in normal and cranial cruciate deficient stifles of Labrador retrievers. *Vet Surg.* 2003 Jul-Aug;32(4):385-9

Renberg WC. CCL disease and solution. *Proceedings 11th Annual ACVS Veterinary symposium, Chicago 2001 Oct 11-14*

de Rooster H, van Bree H. Use of compression stress radiography for the detection of partial tears of the canine cranial cruciate ligament. *J Small Anim Pract.* 1999 Dec; 40(12):573-6

Saleh M, Murdoch G. In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment. *J Bone Joint Surg Br.* 1985 Mar;67(2):237-41

Sati M, De Guise J.A., Drouin G, Quantitative assessment of skin movement at the knee. *The knee*, 1996; 3(3): 121-138

Schaefer SL, Flo GL. Cranial cruciate ligament repair by modified retinacular imbrication technique. *In: Bojrab MJ, ed. Current techniques in small animal surgery.* 4th ed. Philadelphia: The Williams & Wilkins Co, 1998; 1206-1209

Selmi AL, Padilha Filho JG. Rupture of the cranial cruciate ligament associated with deformity of the proximal tibia in five dogs. *J Small Anim Pract.* 2001 Aug; 42(8):390-3

Shahar R, Banks-Sills L. Biomechanical analysis of the canine hind limb: calculation of forces during three-legged stance. *Vet J*. 2002 May; 163(3):240-50

Shahar R, Banks-Sills L. A quasi-static three-dimensional, mathematical, three-body segment model of the canine knee. *J Biomech*. 2004 Dec; 37(12):1849-59

Sicard GK, Hayashi K, Manley PA. Evaluation of 5 types of fishing material, 2 sterilization methods, and a crimp-clamp system for extra-articular stabilization of the canine stifle joint. *Vet Surg*. 2002 Jan-Feb;31(1):78-84.

Slocum B, Devine T: Tibial plateau leveling osteotomy: A technique for eliminating cranial tibial thrust in cranial cruciate ligament repair. *J Am Vet Med Assoc*. 1984; 184:564

Slocum B, Devine-Slocum T: Tibial Plateau Leveling osteotomy for CCL rupture-In Bojrab MJ (ed): *Current techniques in Small Animal Surgery*, 4th ed. Lea& Febiger, Philadelphia. 1998, p.1209

Slocum B, Slocum TD. Alignment problems of the hind limb. 10th ESVOT Congress, Munich, 23-26th March 2000, p60

Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1993 Jul; 23(4):777-95

Smith GN, Mickler EA, Albrecht ME, Myers SL, Brandt KD. Severity of medial meniscus damage in the canine knee after anterior cruciate ligament transection. *Osteoarthritis Cartilage*. 2002 Apr; 10(4):321-6

Stauffer KD, Tuttle TA, Elkins AD, Wehrenberg AP, Character BJ Complications associated with 696 tibial plateau leveling osteotomies (2001-2003). *J Am Anim Hosp Assoc*. 2006 Jan-Feb;42(1):44-50

Strande A. Replacement of the anterior cruciate ligament in the dog. *J Small Anim Pract*. 1966 May;7(5):351-9

- Tashman S, Anderst W. In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency. *J Biomech Eng.* 2003 Apr; 125(2):238-45
- Tashman S, Anderst W, Kolowich P, Havstad S, Arnoczky S. Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: serial changes over two years. *J Orthop Res.* 2004 Sep; 22(5):931-41
- Timmermann C, Meyer-Lindenberg A, Nolte I. Meniscus injuries in dogs with rupture of the cruciate ligament. *Dtsch Tierarztl Wochenschr.* 1998 Oct;105(10):374-7. German
- Tomlinson J. Extracapsular stabilization of cranial cruciate ruptures, in *Proceedings. Annu Meet Am Coll Vet Surg* 1998:93
- Van Domelen BA, Fowler PJ. Anatomy of the posterior cruciate ligament. A review. *Am J Sports Med.* 1989; 17: 24-29
- Vasseur PB. Stifle joint. *In: Slatter DH et al. Small animal surgery*, 3th edition. Philadelphia: WB Saunders Co, 2002; 2090-2097
- Vasseur PB, Clinical results following non operative management for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs, *Am J Vet Res.* 1985; 46:1842
- Vasseur PB, Arnoczky SP. Collateral ligaments of the canine stifle joint: anatomic and functional analysis. *Am J Vet Res.* 1981 Jul; 42(7):1133-7
- Vasseur PB, Berry CR: Progression of stifle osteoarthritis following reconstruction of the CCL in 21 dogs. *J Am Anim Hosp Assoc.* 1992; 28:129
- Warzee CC, Dejardin LM, Arnoczky SP, Perry RL. Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study. *Vet Surg.* 2001 May-Jun; 30(3):278-86
- Wenz W, Breusch SJ, Graf J, Stratmann U. Ultrastructural findings after intraarticular application of hyaluronan in a canine model of arthropathy. *J Orthop Res.* 2000 Jul ; 18(4) : 604-12.

Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA. Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Mar; (348):166-75.

Wheeler JL, Cross AR, Gingrich W. In vitro effects of osteotomy angle and osteotomy reduction on tibial angulation and rotation during the tibial plateau-leveling osteotomy procedure. *Vet Surg.* 2003 Jul-Aug; 32(4):371-7

Whitehair JG, Vasseur PB, Willits NH. Epidemiology of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 1993; 203:1016-1019.

Wilke VL, Conzemius MG, Besancon MF, Evans RB, Ritter M. Comparison of tibial plateau angle between clinically normal Greyhounds and Labrador Retrievers with and without rupture of the cranial cruciate ligament. *J Am Vet Med Assoc.* 2002 Nov 15; 221(10):1426-9

Wilson DR, Feikes JD, Zavatsky AB, O'Connor JJ. The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *J Biomech.* 2000 Apr; 33(4):465-73

Yahia LH, Newman NM, St-Georges M. Innervation of the canine cruciate ligaments. A neurohistological study. *Anat Histol Embryol.* 1992 Mar; 21(1):1-8.

You BM, Siy P, Anderst W, Tashman S. In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics. *IEEE Trans Med Imaging.* 2001 Jun; 20(6):514-25

Zatloukal J, Necas A, Dvorak M. Measuring CrCd instability in stifle joints of dogs using stress radiographs. *Acta Vet Brnd* 2000, 69:311-317

ACCORD ET PERMISSION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE¹

IDENTIFICATION DE L'ÉTUDIANT

Nom de l'étudiant Nadège Chailleux		
Sigle du programme M.Sc.	Titre du programme Sciences vétérinaires	Option Sciences cliniques

DESCRIPTION DES ARTICLES

Auteurs Chailleux N, Lussier B , De Guise JA, Chevallier Y, Hagemeister N	
Titres <i>Article 1: In vitro 3D kinematics evaluation of the normal and unstable canine stifle followed by two corrective surgeries: "Laxity parameters".</i> <i>Article 2: In vitro 3D kinematics evaluation of the normal and unstable canine stifle followed by two corrective surgeries: "Range of motion".</i>	
Revue American Journal of Veterinary Research	Date de publication soumis

DÉCLARATION DES COAUTEURS

Déclaration <i>À titre de coauteur des articles identifiés ci-dessus, j'autorise le microfilmage du mémoire et je suis d'accord que Nadège Chailleux inclut ces articles dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre Evaluation in vitro de la cinématique tridimensionnelle du genou canin intact, instable et corrigé par deux chirurgies successives..</i>		
Coauteur B Lussier		Date 08-06-2004
Coauteur J De Guise		Date 07-06-2004
Coauteur Y Chevallier		Date 07-06-2004
Coauteur N Hagemeister		Date 07-06-2004
Coauteur		Date
Coauteur		Date
Coauteur	Signature	Date
Coauteur	Signature	Date
Coauteur	Signature	Date

Envoyé à la FÉS le

