

TABLE DES MATIERES

Introduction	1
---------------------	----------

Première partie :

Rappels physio-anatomiques du grasset du chien.

ANATOMIE. **2**

1. Les surfaces articulaires.	2
1.1. Le fémur.	2
1.2. Le tibia.	2
1.3. La rotule.	3
2. Les ménisques.	7
3. Les moyens d'union.	7
3.1. La capsule articulaire.	7
3.2. Les ligaments de la rotule.	8
3.2.1. Les ligaments fémoro-patellaires	8
3.2.2. Le ligament tibio-rotulien.	8
3.3. Les ligaments fémoro-tibiaux.	8
3.3.1. La membrane caudale.	8
3.3.2. Les ligaments collatéraux.	8
3.3.3. Les ligaments croisés.	9
4. Les tendons entourant le grasset.	11

PHYSIOLOGIE. **12**

1. Flexion-extension.	13
2. Rotation axiale.	16
3. Les mouvements de latéralités.	17

Deuxième partie :

Aspects biomécaniques de l'articulation du grasset.

LA MODELISATION DE L'ARTICULATION DU GENOU.	19
1. Biomécanique : Définition et notions.	19
1.1. Définition	19
1.2. Représentation en biomécanique et notion d'équilibre d'un système	20
2. La modélisation traditionnelle du grasset : un modèle passif.	21
2.1. Principes de la modélisation	21
2.2. Limites de cette modélisation du grasset	22
3. Une nouvelle modélisation du genou : un modèle actif.	23
3.1. Equilibre et forces musculaires.	23

3.2. Représentation biomécanique	27
----------------------------------	----

PREMIERE APPROCHE BIOMECHANIQUE : L'ETUDE CINETIQUE DU GRASSET. 29

1. Principe et méthode de détermination du C.I.R.	29
1.1. Principe du C.I.R.	29
1.2. Détermination pratique du C.I.R.	29
2. Application de l'étude du C.I.R. : étude des libertés de glissement du genou.	31

UNE AUTRE APPROCHE BIOMECHANIQUE DU GRASSET : L'ETUDE DES FORCES S'EXERCANT SUR L'ARTICULATION. 32

1. La poussée tibiale crâniale de Slocum.	32
1.1. Les tests de diagnostic de la RLCCr.	32
1.2. Etude de la poussée tibiale crâniale.	34
1.3. Etude de l'inclinaison du plateau tibial.	37
1.3.1. Détermination de l'angle d'inclinaison du plateau tibial.	37
1.3.2. Valeurs de l'angle d'inclinaison du plateau tibial et ses variations.	39
1.4. Poussée tibiale crâniale et rupture du LCCr : premiers raisonnements.	40
2. La force « bone-on-bone » étudiée par Sawaya.	41
2.1. Exemple d'une poutre soumise à une force F.	41
2.2. Effets des composantes de F au niveau du plateau tibial.	44
2.3. Etude du point d'application de F et de son orientation.	45
2.4 Les modifications biomécanique théoriques lors de RLCCr.	47
2.4.1. Modification dans le plan sagittal.	47
2.4.2. Modification dans le plan frontal.	48
2.4.3. Modification dans le plan horizontal.	50

Troisième partie :

Application des données biomécaniques dans le cadre de la rupture du ligament croisé crânial chez le chien.

UTILISATION DE LA BIOMECHANIQUE DANS L'ETUDE DES ASPECTS LESIONNELS SUITE A UNE RLCCr. 53

1. Etude extensométrique de l'articulation en appui quadripédal.	53
1.1. Principe de l'étude.	53
1.2. Résultats.	56
1.2.1. Membres intacts.	56
1.2.2. Membres dont le LCCr a été sectionné.	56
2. Etude extensométrique lors de la phase d'appui de la marche.	62
2.1. Principe de l'étude.	62
2.2. Résultats.	63
2.2.1 Membres sains.	64
2.2.2. Membres privés de LCCr.	64
3. Synthèse des résultats et interprétation des lésions lors de RLCCr.	64

APPLICATION DES DONNES BIOMECANIQUES A LA THERAPEUTIQUE DE LA RLCCr : ASPECT CHIRURGICAL.	68
1. Application de l'étude du C.I.R. et de la vitesse.	68
1.1. Utilisation du C.I.R. pour le diagnostics difficiles de la RLCCr.	68
1.2. Utilisation du C.I.R. pour le pronostic post chirurgical des réparations du LCCr.	69
2. Utilisation de la biomécanique dans l'étiopathogénie de la RLCCr et développement de nouvelles techniques chirurgicales.	70
2.1. Historique et principe des traitements chirurgicaux.	70
2.1.1. Méthodes intraarticulaires.	70
2.1.2. Méthodes extraarticulaires.	70
2.2. Limites des techniques chirurgicales traditionnelles.	71
2.3. Nouvelles techniques chirurgicales prenant en compte la biomécanique du genou.	72
2.3.1. Principes des nouveaux traitements chirurgicaux.	72
2.3.2. Les techniques chirurgicales.	73
2.3.2.1. <i>La technique de base de Slocum : l'ostectomie cunéiforme du tibia proximal.</i>	73
2.3.2.2. <i>L'ostectomie de nivellement du plateau tibial de Slocum (TPLO).</i>	77
2.3.2.3. <i>La technique d'ostectomie tibiale modifiée de Montavon.</i>	80
2.4. Discussion.	82
2.4.1. Quand utiliser ces techniques chirurgicales ?	82
2.4.2. Facilité d'utilisation de ces techniques.	85
2.4.3. Résultats post opératoires et nouvelle biomécanique de l'articulation.	86
2.4.3.1. <i>Résultats cliniques.</i>	86
2.4.3.2. <i>Nouvelle biomécanique du genou.</i>	86
2.5. Conclusion.	91
Conclusion générale.	92
Table des illustrations.	93
Bibliographie.	94

INTRODUCTION

L'articulation du grasset est une articulation complexe dans la mécanique de laquelle les ligaments croisés jouent un rôle primordial. La rupture du ligament croisé crânial chez le chien est l'une des affections les plus fréquentes puisqu'elle représente 15 à 20% des cas d'orthopédie d'une clientèle spécialisée. Cette rupture est à l'origine d'une instabilité antéro-postérieure de l'articulation qui a pour conséquence de modifier les données biomécaniques du genou.

De très nombreuses techniques chirurgicales ont été proposées pour remplacer le ligament et retrouver une stabilité de l'articulation. Cependant quel que soit le type d'intervention effectuée il n'est pas rare d'observer une récurrence de l'instabilité. Certains auteurs ont alors cherché à expliquer la raison de ces échecs et ils se sont aperçus que la biomécanique normale du grasset lors de traitements chirurgicaux n'était pas toujours restituée. Ils ont été ainsi amenés à repenser l'articulation du genou en incluant les nouvelles données que sont les forces musculaires qui s'exercent sur les structures articulaires réalisant ainsi une modélisation active du grasset. De ce nouveau concept est né un nouveau type de traitement chirurgical soucieux de respecter l'intégrité biomécanique du genou.

Le but de ce travail est de présenter une synthèse des travaux effectués concernant la rupture du ligament croisé crânial chez le chien en prenant en compte l'aspect biomécanique de l'articulation du grasset. Pour cela dans un premier temps nous décrirons les aspects anatomiques et physiologiques du genou puis nous nous intéresserons à l'aspect biomécanique de l'articulation et enfin nous nous attacherons à décrire les applications des données biomécaniques dans le cadre de la rupture de ligament croisé crânial chez le chien.

Première partie :
Rappels physio-anatomiques
du grasset du chien.

Afin de bien comprendre le mécanisme articulaire du genou du chien il est nécessaire de s'intéresser dans un premier temps à quelques rappels concernant l'anatomie et la physiologie du grasset.

ANATOMIE

L'articulation du grasset du chien est une articulation extrêmement complexe qui se compose en fait de deux articulations : l'articulation fémoro-tibiale et l'articulation fémoro-rotulienne^{8,59}

1. Les surfaces articulaires

1.1. Le fémur

L'extrémité distale du fémur se termine par une trochlée limitée par deux lèvres saillantes sur laquelle s'articule la rotule. La lèvre médiale étant plus épaisse mais plus courte que son homologue latérale.

La face postérieure du fémur se termine par deux condyles, le latéral étant plus développé que le médial. Ces condyles fémoraux délimitent une fosse intercondylienne profonde. Sur le côté proximal de chaque condyle se trouve une facette articulaire au dessus de laquelle se positionne un sésamoïde supra-condylien.

1.2. Le tibia

L'extrémité proximale du tibia est formée de deux condyles, un médial et un latéral faisant face aux condyles fémoraux. Ces condyles sont convexes dans le sens cranio-caudal et légèrement concaves dans le sens latéro-médial. Ils sont séparés par l'éminence intercondylienne, échancrée elle-même par trois aires inter-condyliennes. Ces deux surfaces articulaires tibiales sont rejetées en arrière et sont très inclinées par rapport à l'ensemble du plateau tibial. Cette inclinaison est appelée pente tibiale. Crânialement à ces condyles tibiaux se trouve une large tubérosité sur laquelle s'attache le ligament tibio-rotulien. Cette tubérosité se prolonge distalement par une proéminence nommée crête tibiale.

1.3. La rotule

La rotule , sésamö de le plus volumineux de l'organisme est incluse dans le tendon distal du quadriceps fémoral. Elle présente une face crâniale convexe faiblement rugueuse et une face caudale également convexe portant la surface articulaire. Cette dernière répond à la trochlée fémorale : elle est étroite, allongée, ovalaire et formée d'un relief médian sur laquelle se raccordent deux facettes onduleuses, latérale et médiale^{14,20, 60}.

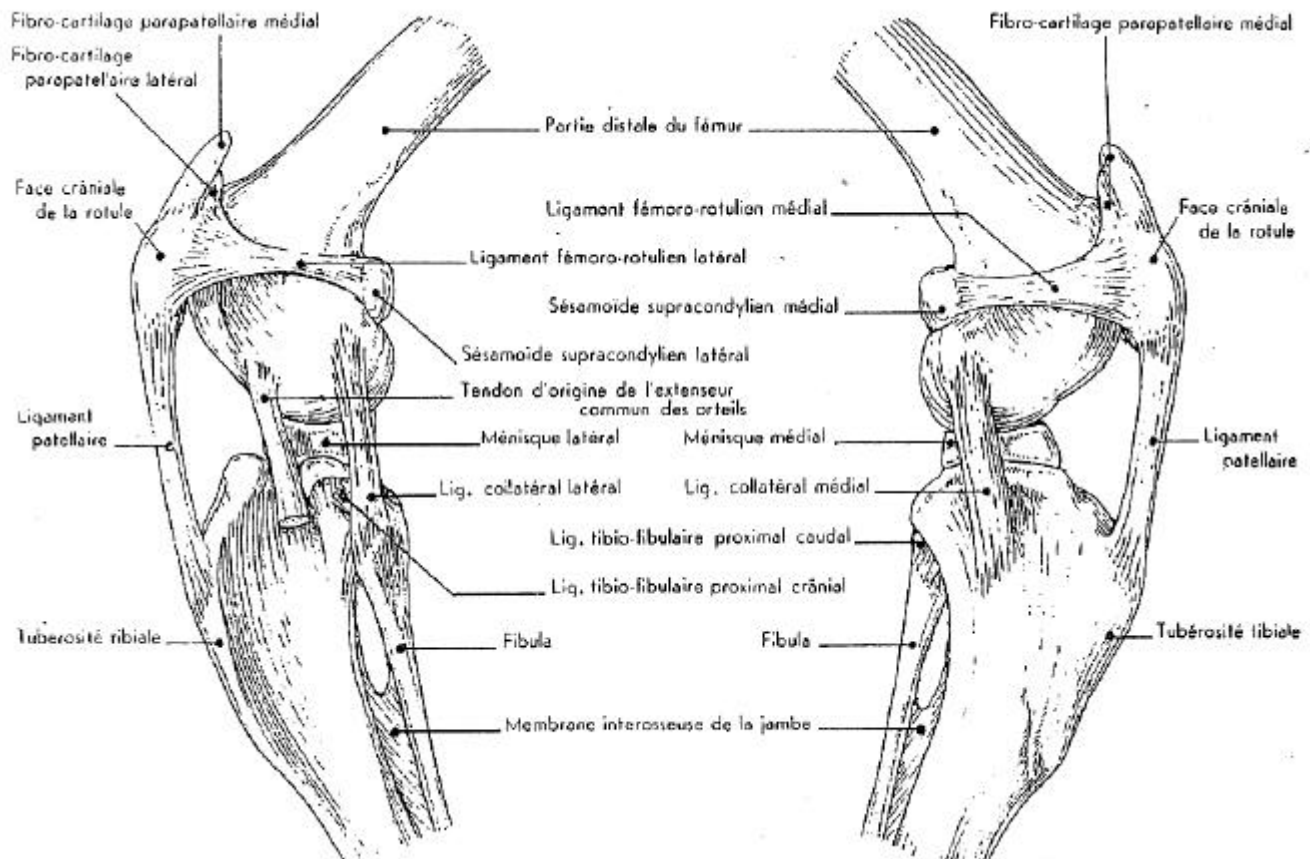


Figure 1 : Vue latérale et médiale de l'articulation du grasset du chien.

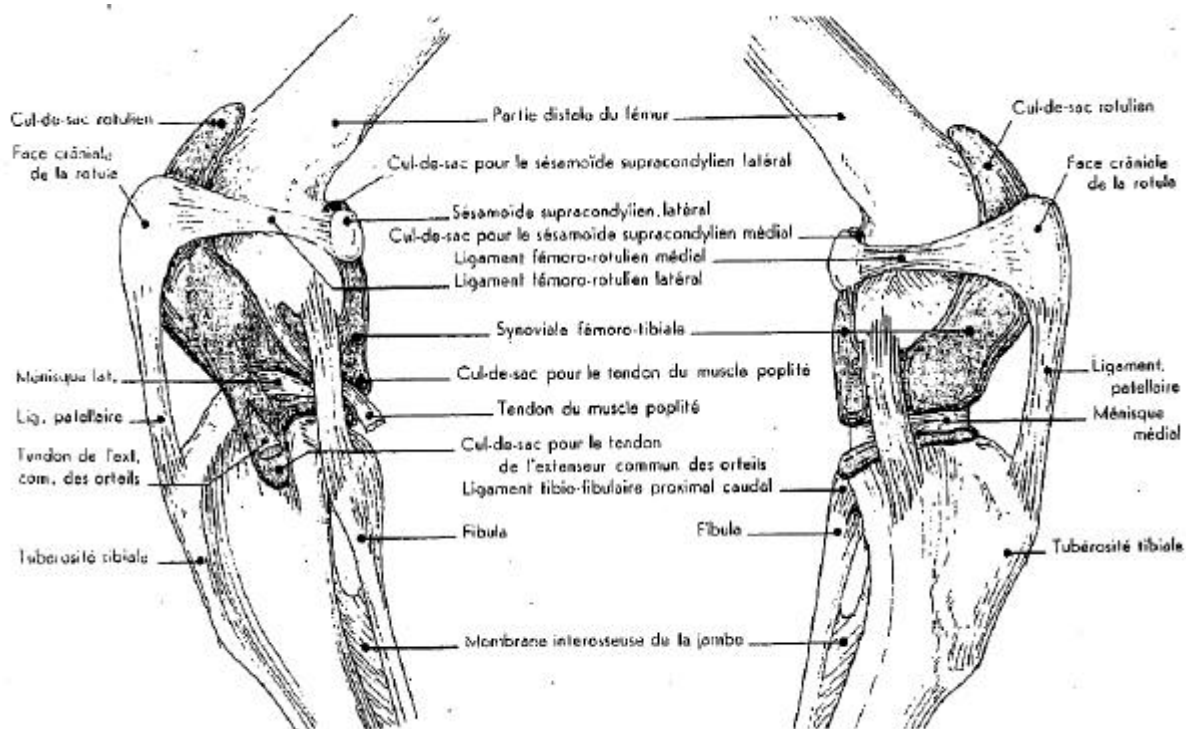


Figure 2 : Vue latérale et médiale de l'articulation du grasset du chien après injection et coloration de la synoviale et suppression des fibro-cartilages parapatellaires.

D'après BARONE⁸

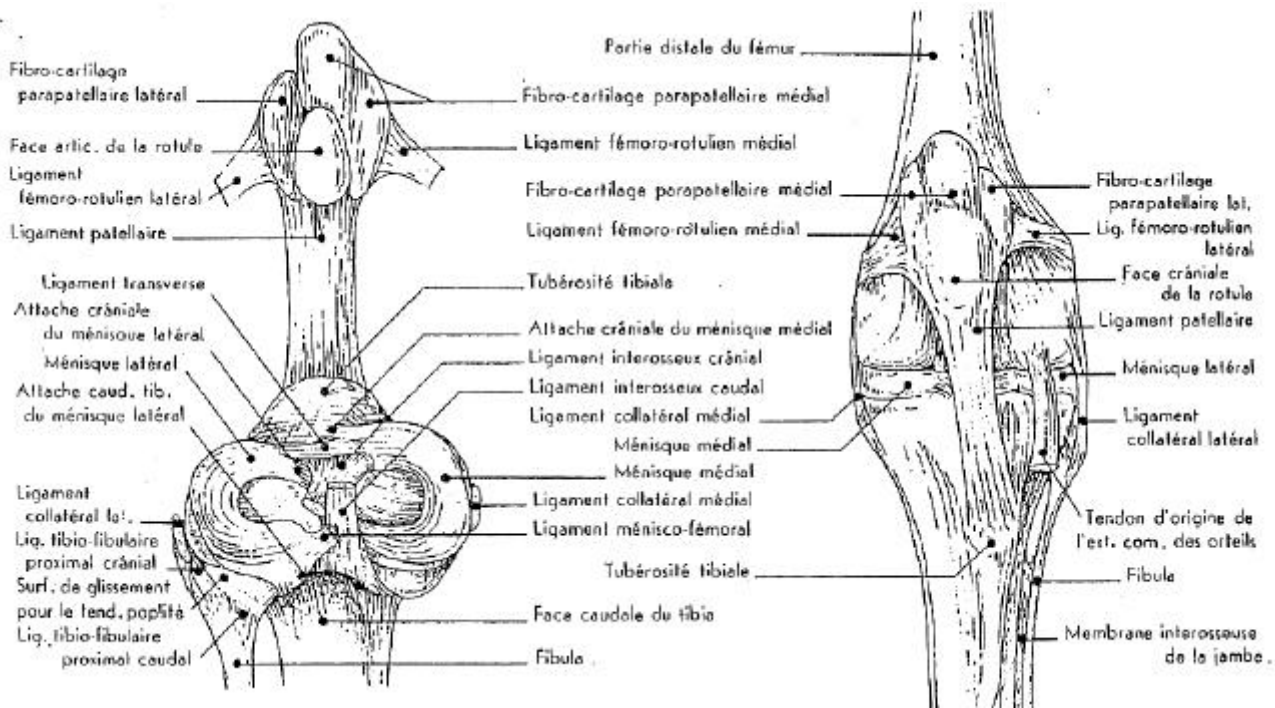


Figure 3 : A : Vue proximo-caudale du grasset du chien après ablation du fémur
 B : Vue crâniale de l'articulation du grasset

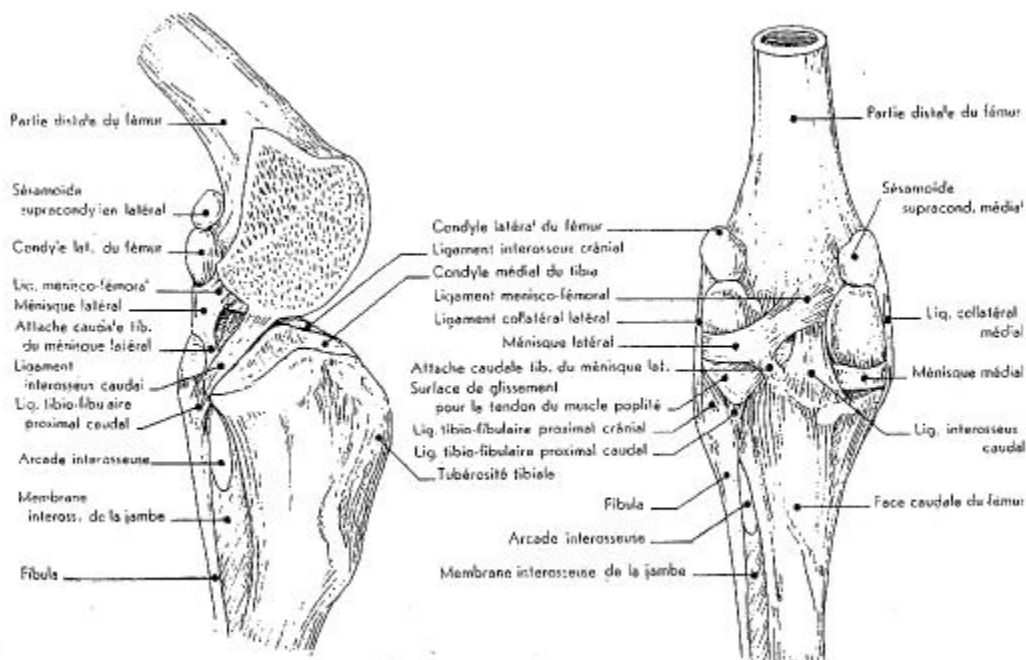


Figure 4 : A : Vue médiale de l'articulation du grasset du chien après exérèse de la partie fémorale à la scie pour montrer les ligaments interosseux.

B : Vue caudale de l'articulation du grasset du chien après suppression du ligament membraneux caudal.

D'après BARONE ⁸

2. Les ménisques. (fig. 1, 2)

Les surfaces articulaires du fémur et du tibia ne sont pas complémentaires. La congruence de l'articulation est réalisée grâce aux deux ménisques. Leur fonction est de transmettre les forces, d'absorber les chocs et d'assurer la stabilité et la lubrification de l'articulation^{8,6}.

Ces ménisques sont en fait deux éléments fibrocartilagineux biconcaves en forme de croissant qui s'interposent entre les condyles fémoraux et les condyles tibiaux. Le ménisque latéral est légèrement plus épais que le médial. Ils sont reliés au plateau tibial grâce à un ligament tibial crânial et un ligament tibial caudal. De plus un ligament inter-méniscal les réunit crânialement.

Le ménisque médial possède une particularité anatomique puisqu'il est solidaire du tibia par l'intermédiaire du ligament collatéral médial. Il est ainsi plus fréquemment lésé que son homologue lors de rupture de ligament croisé antérieur car lors du mouvement de tiroir antérieur il accompagne le tibia vers l'avant. Le condyle fémoral vient alors appuyer sur la corne postérieure et cisaille les fibres longitudinales et radiales entraînant des déchirures²³. Lorsque ce ménisque est lésé il faut le traiter chirurgicalement d'où l'importance de l'arthrotomie lors de chirurgie réparatrice du LCCr²³.

3. Les moyens d'union

3.1. La capsule articulaire (fig 3, 4)

Elle est constituée d'un manchon fibreux qui s'insère sur l'extrémité distale du fémur et sur le bord du plateau tibial. Les ligaments collatéraux la divise en deux parties.

- **une partie antérieure** ou capsule péripatellaire qui maintien la rotule dans la trochlée et détermine les rétinacles patellaires de chaque côté du ligament tibio-rotulien.

- *une partie postérieure* ou capsule fémorotibiale, doublée par la membrane caudale.

3.2. Les ligaments de la rotule (fig 5, 6)

3.2.1. Les ligaments fémoro-patellaires

Ils sont au nombre de deux, un latéral et un médial. Ce sont en fait de minces bandelettes s'étendant du fibrocartilage parapatellaire au sésamoi de supra-condylien correspondant. Leur principal rôle est d'assurer la stabilité de la rotule en s'opposant à sa luxation. Bien que minces et faibles, ils n'interviennent que lorsque l'articulation est fléchie alors que le membre ne supporte plus le poids du chien et de ce fait, sont suffisamment efficaces^{8,14}.

3.2.2. Le ligament tibio-rotulien

Il relie la face crâniale de la rotule à la tubérosité tibiale. Il représente en fait le prolongement du tendon du quadriceps fémoral dont il transmet l'action à la jambe. Il est distalement séparé de la synoviale par un épais coussinet adipeux infrapatellaire^{8,56}

3.3. Les ligaments fémoro-tibiaux (fig 1,2,3,4)

3.3.1. La membrane caudale

Il s'agit d'un ensemble fibreux très vascularisé qui double la partie caudale de la capsule et se confond avec elle au niveau des condyles fémoraux et du tibia. Elle forme la capsule de l'articulation des sésamoi des supracondyliens⁷³.

3.3.2. Les ligaments collatéraux

Ils sont au nombre de deux et leur rôle principal est de contribuer à la stabilité latérale et médiale du grasset tout en permettant les mouvements de flexion-extension⁵⁹.

- *Le ligament collatéral médial* : il joint l'éminence épicondylienne médiale du fémur au condyle tibial. Il est responsable de la stabilité en valgus et limite secondairement l'instabilité rotatoire.

- *Le ligament collatéral latéral* : il s'insère sur l'éminence épicondylienne latérale du fémur et sur la tête de la fibula. Il intervient dans la stabilité en varus et limite également l'instabilité rotatoire.

3.3.3 Les ligaments croisés (fig 5,6,7)

On distingue un ligament crânial et un ligament caudal ⁴ qui, à cause de leurs insertions, donnent l'impression de se croiser d'où leur nom de ligaments croisés.

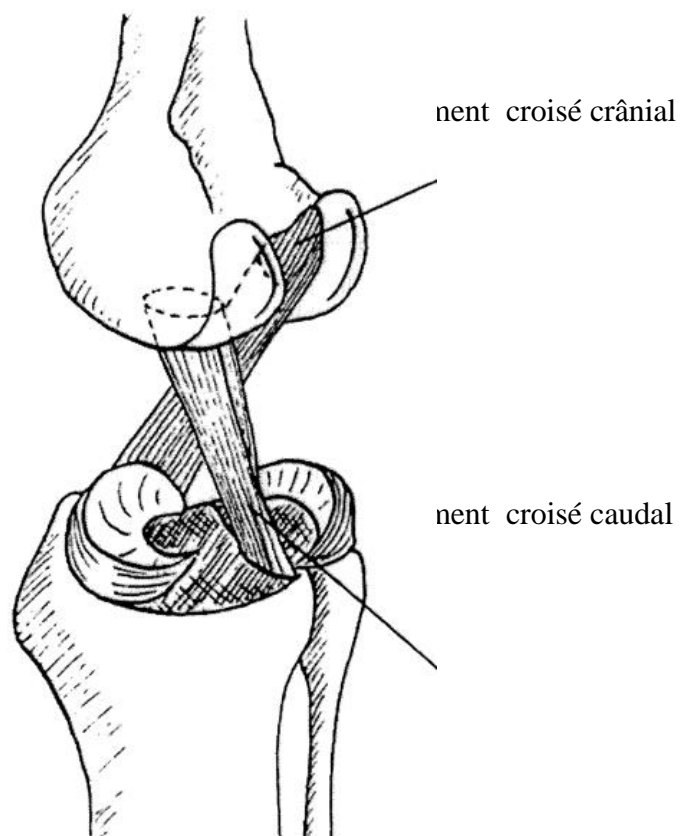
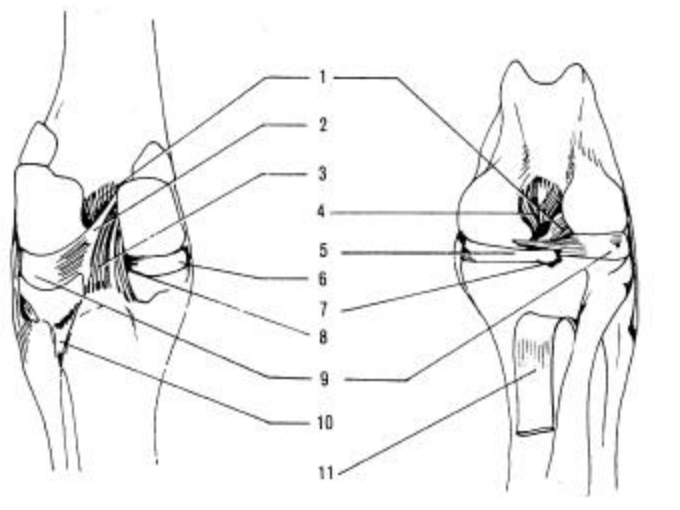


Figure 5 : Notion de croisement des ligaments.
D'après KAPONDJI ⁴³ .



Vue caudale

Vue crâniale

Figure 6: Ligaments et ménisques de l'articulation du grasset chez le chien.

1. ligament croisé crânial; 2. ligament fémoral du ménisque latéral; 3. ligament tibial caudal du ménisque latérale; 4. ligament croisé caudal; 5. ligament interméniscal; 6. ligament médial; 7. ligament tibial crânial du ménisque médial; 8. ligament tibial caudal du ménisque médial; 9. ménisque latéral; 10. ligament fibulaire caudal; 11. ligament patellaire.

D'après LEONARD ⁴⁸.

- *Le ligament croisé crânial* : Il s'insère sur le bord médial du condyle fémoral latéral, en partie caudale de la fosse intercondylienne. Il s'étend obliquement vers l'avant et médialement jusqu'à la surface intercondylienne crâniale du tibia. Des études anatomiques ont révélé qu'il était composé de deux faisceaux de fibres, un cranio-médial et un caudo-latéral ⁴.

- *Le ligament croisé caudal* : Plus long et plus large que le précédent, il croise celui-ci en X caudalement et médialement (fig 7). Il prend naissance au centre de la fosse intercondylienne du fémur, contre le condyle médial et se termine sur la partie caudale du plateau tibial, dans l'échancrure poplitée. Constituée également de deux rubans de fibre, un crânial et un caudal,

il s'enroule vers l'intérieur. Etant plus large et mieux vascularisé que le ligament croisé antérieur, il est plus résistant et cicatriserait mieux⁴.

4. Les tendons entourant le grasset

4.1. Les tendons

Ces tendons font partie du système musculaire entourant le grasset et participe à la stabilité de l'articulation.

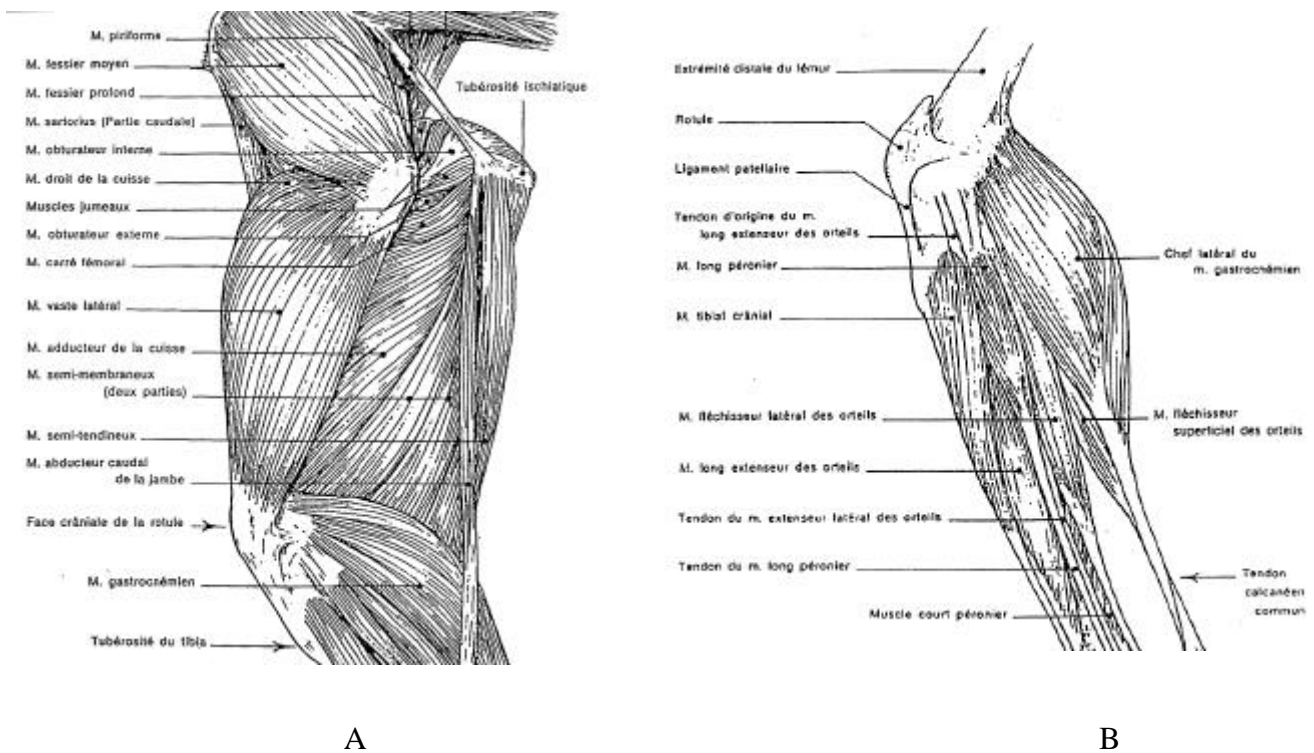


Figure 7 : A : Muscles du bassin et de la cuisse du chien. Vue latérale

B : Muscles de la jambe du chien. Vue latérale

D'après Barone⁸

- *tendon du quadriceps fémoral* : Il s'insère sur l'extrémité proximale de la rotule.

- *tendon de l'extenseur commun des doigts* : Il s'insère entre la lèvre latérale de la trochlée et le condyle latéral du fémur puis après un trajet intra-articulaire il s'engage dans une incisure du plateau tibial.
- *tendon du biceps fémoral* : Ses insertions osseuses sont faibles voire absentes : son aponévrose terminale se confond avec le fascia jambier.
- *tendon des gastrocnémiens* : Chacun des deux muscles s'insère sur la tubérosité supracondylienne correspondante du fémur.
- *tendon du muscle poplité* : Il s'insère dans la fossette du muscle poplité située au niveau de l'épicondyle latéral du fémur, passe sous le ligament collatéral latéral puis dans l'incisure poplitée du tibia. Il possède un sésamoïde en son sein, près de son insertion. Ce muscle est fléchisseur de la jambe et rotateur interne du tibia.
- *tendon du muscle sartorius* : Ce muscle, situé sur la face médiale de la cuisse, est composé de deux bandes distinctes, la bande crâniale s'insérant sur la rotule.
- *tendon du muscle semi-membraneux* : Ce muscle est dédoublé dans sa partie distale avec une branche longue et une branche courte

PHYSIOLOGIE

Pour bien connaître la biomécanique de l'articulation du grasset il faut avoir une bonne connaissance des mouvements articulaires qu'il faudra respecter ou restaurer lors de traitement chirurgicaux. Ces mouvements assurent le bon fonctionnement de l'articulation mais lorsqu'ils sont exagérés ils peuvent être à l'origine de lésions tissulaires ou osseuses.

Les mouvements articulaires principaux sont la flexion-extension et les mouvements secondaires sont constitués par la rotation axiale du tibia et les mouvements latéraux.

1. Flexion-extension

L'angle formé par l'articulation du grasset chez le chien est voisin de 130° . L'amplitude des mouvements de flexion et d'extension se fait selon un angle égal à 110° ^{41, 59}. Il est possible d'obtenir des augmentations de cette amplitude : ce sont l'hyperflexion et l'hyperextension ⁷⁴.

Au cours de la marche, juste avant d'être porté au sol, le membre commence à s'étendre et cela se termine lors de la phase d'appui. Ce mouvement est rendu possible grâce à la contraction des muscles extenseurs. Puis le membre est soustrait à l'appui et est ramené vers l'avant par la flexion de la hanche et du grasset ; les extenseurs se relâchent et les fléchisseurs se contractent.

Le mouvement des condyles fémoraux sur les glènes tibiales est plus complexe que celui d'une simple charnière. En fait, l'articulation lors de mouvement de flexion et d'extension est le siège de deux phénomènes : un roulement (interprété comme une rotation) propre à l'articulation fémoro-méniscale et un glissement (interprété comme une translation)¹⁰. (fig 8 et fig 9)

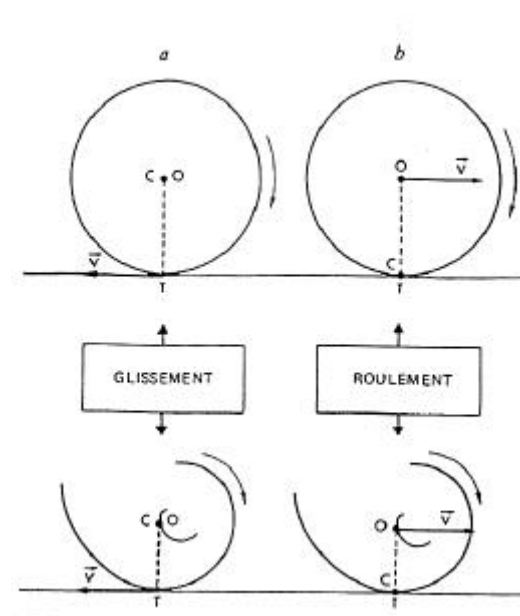


Figure 8 ; Centres instantanés de rotation du genou, résultats chez l'homme. Représentation des vitesses instantanées en O et T selon la situation du centre de rotation d'un cercle (en haut) et du condyle (en bas) au cours de la flexion. a) si O (centre de la roue) et C (centre instantané) sont confondus, il y a glissement ; b) si C et T (point de contact de la roue au sol) sont confondus, il y a roulement.

D'après FRAIN ³².

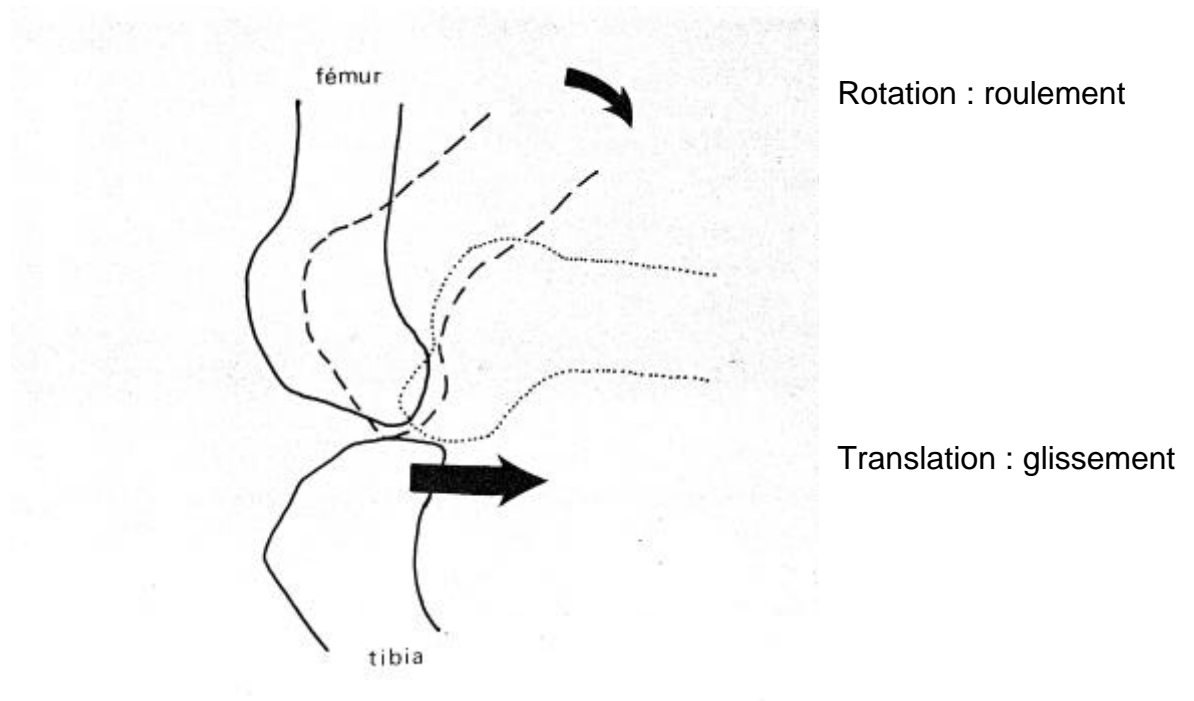


Figure 9 : Mouvement de roulement glissement d'un genou (exagéré)
D'après Fontaine³⁰.

En effet Bejui et coll¹⁰ en comparant les longueurs développées des surfaces articulaires fémorale et tibiale, se rendent compte que le condyle fémoral est plus long que la glène tibiale, et relie ce résultat à l'existence simultanée des mouvements de glissement-roulement lors de la flexion du genou. Ce mouvement de rotation et de translation lors de flexion-extension a d'ailleurs été étudié chez l'homme⁴⁵.

Les ligaments croisés sont responsables du mouvement de roulement-glissement des condyles fémoraux. Lors de la flexion, le ruban cranio-médial du ligament croisé crânial (LCCr) est tendu et s'oppose à la rotation interne et au glissement trop important du plateau tibial vers l'avant. Le ruban caudo-latéral, lui, reste relâché. Lors de l'extension, le LCCr est entièrement tendu (fig 10).

Pour le ligament croisé caudal (LCCd), le ruban crânial se tend et le ruban caudal se relâche lors de la flexion. Lors de l'extension le ruban crânial est relâché et le ruban caudal tendu (fig 11)⁴

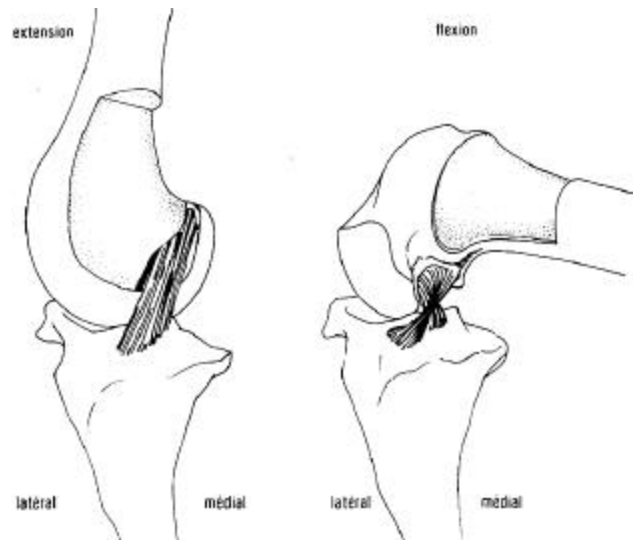


Figure 10 : Représentation schématique du comportement du ligament croisé crânial lors de l'extension et de la flexion du membre.
D'après ARNOCZKY et MARSHALL ⁴.

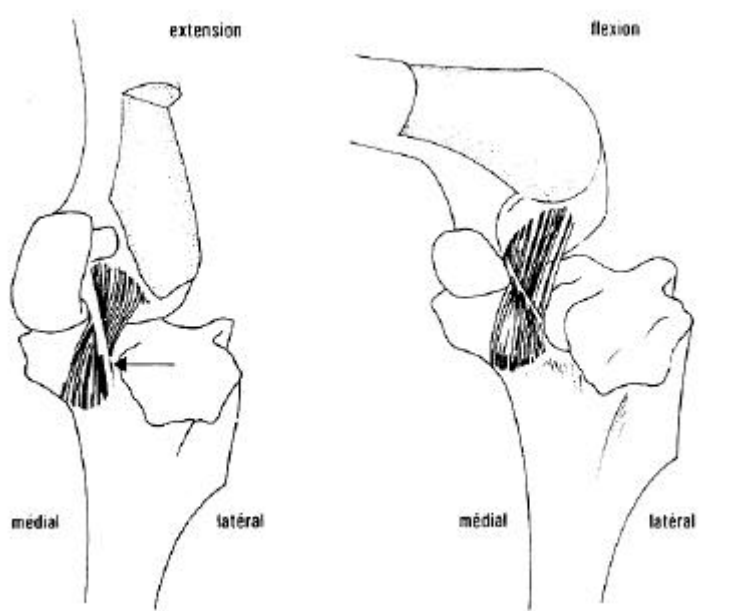


Figure 11 : Représentation schématique du comportement du ligament croisé caudal lors de l'extension et de la flexion du membre.
D'après ARNOCZKY et MARSHALL ⁴.

2. La rotation axiale du tibia

Cette rotation axiale est possible de manière active lors de la semi-flexion de l'articulation grâce à l'intervention du biceps fémoral pour la rotation latérale, des muscles droit médial de la cuisse, demi-tendineux, couturier et poplité pour la rotation médiale^{8, 16}.

Elle se produit également de manière passive par le déplacement du fémur sur le tibia lorsque le pied est en appui sur le sol, mouvement dont l'amplitude n'est jamais très grande, ainsi que lors de la flexion et de l'extension¹⁴.

Les mouvements axiaux du tibia sont contrôlés par :

- la morphologie des ménisques et des condyles fémoraux^{16, 55, 59}
- La tension de la capsule articulaire.^{16, 55, 59}
- La tension des ligaments fémoro-tibiaux¹².
 - Le ligament collatéral médial restant tendu lors de la flexion et l'extension, il limite les mouvements en varus et la rotation tibiale latérale
 - Le ligament collatéral latéral est relâché en flexion du fait de son point d'insertion distal fibulaire permettant une rotation tibiale médiale. Lorsque l'articulation est étendue, il est sous tension et ne permet plus que quelques degrés de rotation médiale.
 - Les ligaments croisés qui interviennent dans le contrôle de la rotation axiale en s'enroulant l'un autour de l'autre au cours de la flexion. Ils limitent une rotation médiale excessive.
 - Un système d'arcs réflexes à partir des muscles de la région avec le biceps fémoral limitant la rotation médiale du tibia en fin de flexion et le système quadricipital exerçant une force de traction par le biais du tendon tibio-rotulien

3. Les mouvements de latéralités

Les mouvements d'abduction et d'adduction sont rapidement limités par la tension des ligaments collatéraux et sont donc toujours extrêmement faibles ¹². Ces mouvements ne sont possibles qu'en semi-flexion et ne sont que passifs, aucun muscle ne peut les provoquer directement ¹⁶.

Ainsi ces mouvements sont anecdotiques dans la physiologie articulaire normale du genou. Par contre des lésions des ligaments collatéraux peuvent engendrer une instabilité latérale au niveau de l'articulation. Ces mouvements doivent alors être le plus rapidement réduits pour garder l'intégrité articulaire du grasset.

Deuxième partie :

**Aspects biomécaniques de
l'articulation du grasset.**

Bien qu'indispensable à la compréhension des affections du genou, l'anatomie et la physiologie n'offrent pas toutes les réponses aux interrogations concernant les étiologies de la rupture du LCCr (RLCCr) . Ayant compris ce point essentiel, les orthopédistes se sont alors tournés vers une nouvelle approche de l'articulation du genou à travers l'étude de la biomécanique du grasset.

Or pour aboutir à ces études biomécaniques il a fallu auparavant trouver une bonne modélisation de l'articulation à laquelle on puisse appliquer les concepts de mécanique.

De nombreux auteurs ont alors fait porter leurs travaux sur cet aspect fondamental du fonctionnement de l'articulation. La biomécanique s'est ainsi révélée à eux comme un univers infiniment riche en informations.

LA MODELISATION DE L'ARTICULATION DU GENOU

La base de toute étude mécanique repose sur l'établissement d'un modèle sur lequel on puisse s'appuyer et travailler. Cette généralité de mécanique physique existe aussi lorsque l'on veut étudier les mouvements et le fonctionnement biologique. Cependant alors qu'il apparaît assez facile de raisonner sur du matériel physique, la complexité biologique représente une difficulté importante à la modélisation d'une articulation. Ainsi plusieurs modèles se sont succédés avec leurs approximations, leurs limites et leurs défauts.

1. Biomécanique : définition et notions

1.1. Définition

La biomécanique peut être définie comme l'analyse des données concernant les relations fonctionnelles anatomiques. En effet l'étude d'un système anatomique isolé ne peut suffire à l'interprétation fonctionnelle physiologique ou pathologique. Dans la fonction locomotrice il faut ainsi analyser le système squelettique,

tendineux, articulaire, musculaire et nerveux ainsi que les rapports qui les unissent. La biomécanique est donc une méthode descriptive visant à l'expression quantifiée des données de ces systèmes²⁶.

1.2. Représentation en biomécanique

Dans un système anatomique projeté sur un plan sont schématisés les leviers osseux et leur axe de rotation. Les muscles sont alors représentés par des vecteurs qui ont leur origine au niveau correspondant à leur insertion supposée fixe.

De plus afin d'étudier la dynamique des forces au sein du système il est indispensable d'introduire la notion de moment d'une force. Supposons qu'une force agisse en un point M sur un corps susceptible de tourner autour d'un point O ou d'un axe D. Si la force n'est pas dirigée vers O ou D elle a pour effet de faire tourner le corps. Cette force fait tourner le corps d'autant plus efficacement que la distance entre la droite d'action de la force et le point O ou l'axe D est grande. Cette distance est appelée bras de levier. C'est l'exemple de la porte qu'on ouvre : on pousse la porte en un point le plus éloigné possible des gonds (axe de rotation). La norme du moment d'une force est égale à l'intensité de la force multiplié par le bras de levier (distance OM)²⁷. Figure 12

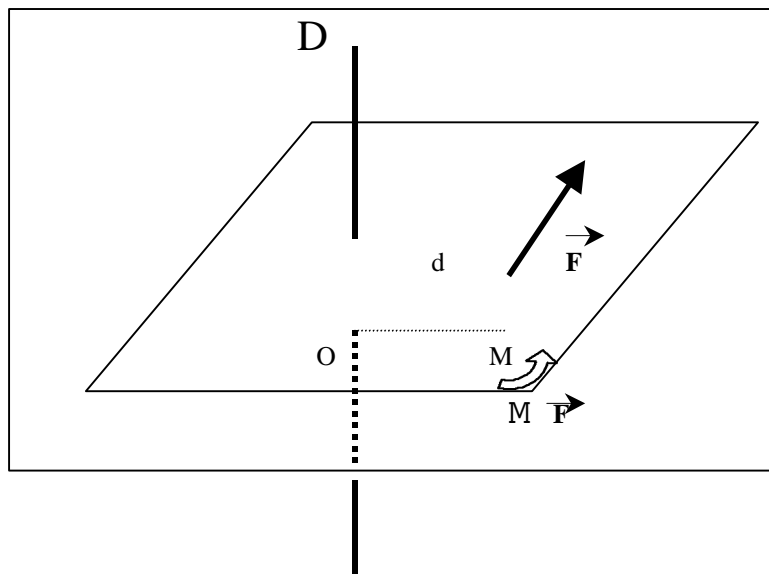


Figure 12 : Schématisation des données biomécaniques

F Force appliquée au point M distant de d (bras de levier) du point O et de l'axe D

M F représente le moment de la force et la flèche indique sa direction.

1.3. Notion d'équilibre d'un système.

Un système sera dit en équilibre lorsque la somme des forces qui le composent est nulle ainsi que la somme des moments de ces forces.

2. La modélisation traditionnelle du grasset : un modèle passif.

Ce système de modélisation est dit passif car il ne prend en compte que les structures osseuses et ligamentaires de l'articulation sans s'intéresser aux forces exercées au niveau de l'articulation.

2.1. Principes de la modélisation⁶⁹.

Ce modèle articulaire ne prend en compte que les aspects physiques que représentent les structures osseuses et ligamentaires sans s'intéresser ni aux muscles ni aux forces mis en œuvre lors du fonctionnement du genou . A travers cette modélisation de l'articulation, le grasset est représenté très simplement et s'apparente au fonctionnement d'une porte s'ouvrant autour d'une charnière. Figure 13.

Cependant de nombreuses suppositions sont inhérentes à la mise en place de ce modèle. Ainsi on considère que le mouvement de l'articulation se fait sans frottement et son fonctionnement se réalise dans un seul plan. Les ligaments sont présumés aller d'os à os et leur rôle est de limiter la distance entre leur attaches grâce à leur tension. De plus le LCCr et le LCCd sont considérés comme étant les seuls éléments limitant les déplacement du plateau tibial sur les condyles fémoraux. Figure 14 I.

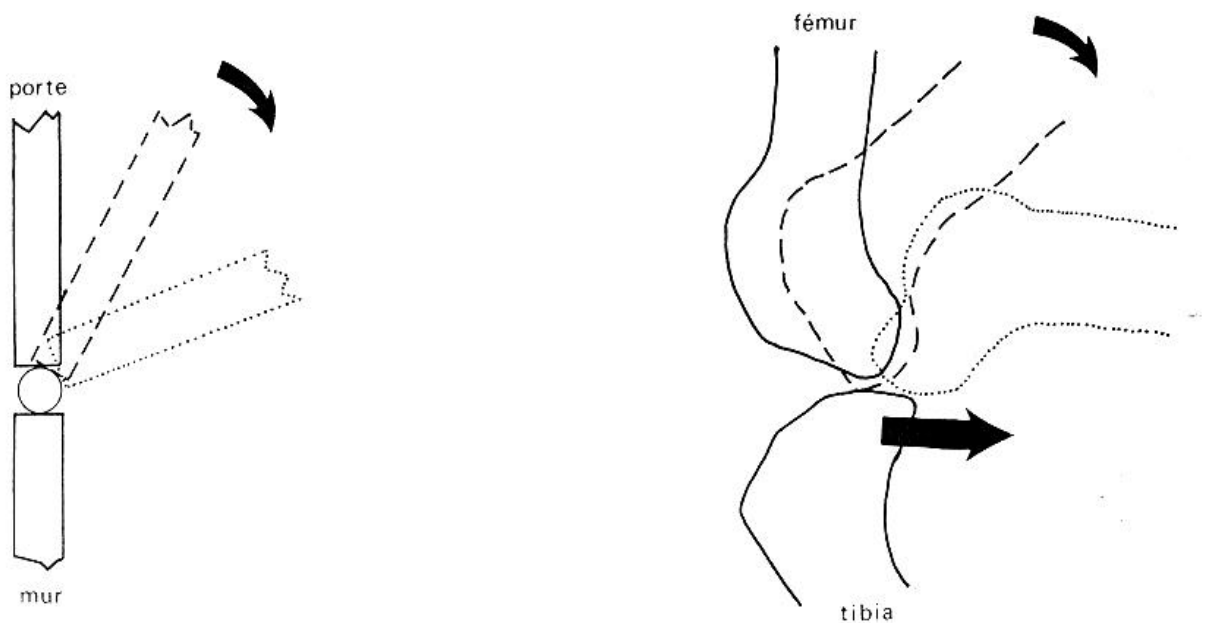


Figure 13 : Analogie entre le fonctionnement de l'articulation du grasset et celui d'une porte.
D'après FONTAINE ³⁰.

On obtient ainsi un système à 4 segments (fig 14 II) évoluant lors des différentes phases de la locomotion.. Les 4 segments qui forme ce système sont le LCCr, le LCCd, la portion du fémur avec les attaches des ligaments (A) et la portion du tibia avec ses attaches ligamentaires (B). Le grasset est considéré comme étant à 100% dépendant des ligaments qui limite de manière passive toute instabilité de l'articulation.



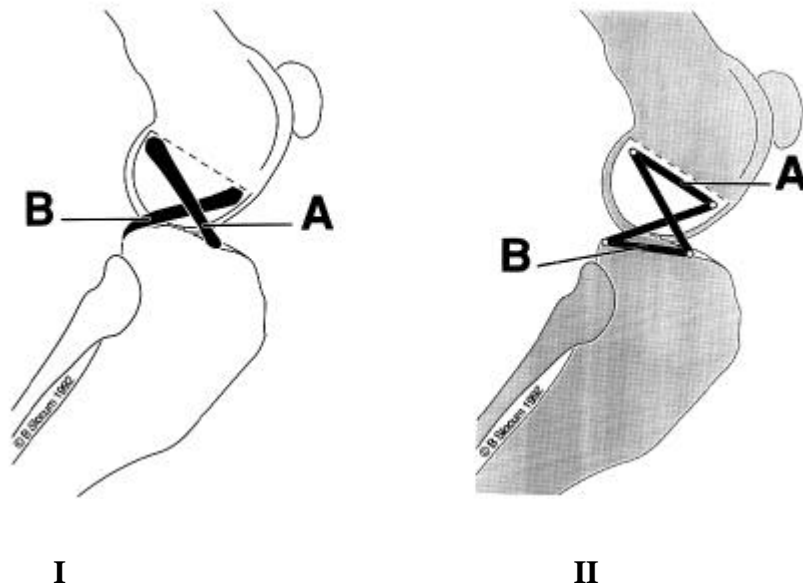


Figure 14 : I. Vue latérale du grasset montrant le ligament croisé crânial (A) et le ligament croisé caudal (B).

II. Modélisation par un système à quatre segments avec la partie proximale représentée par les attaches ligamentaires au niveau du fémur (A) et la partie distale par les attaches ligamentaires au niveau du tibia.

D'après SLOCUM⁶⁹.

Avec ce modèle traditionnel , la flexion du grasset est limité par le contact entre les muscles de la cuisse et ceux de la jambe (fig 15 I) . L'extension, elle, est limité par le contact entre le LCCr et la fosse intercondylienne fémorale crâniale. (fig 15 II).

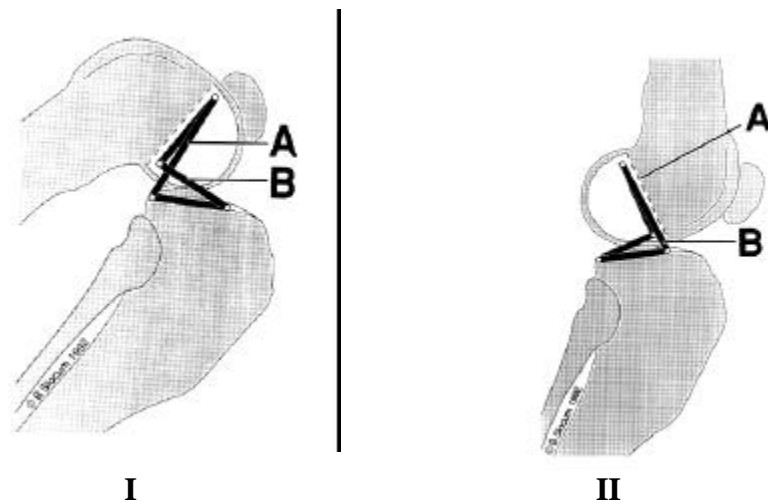


Figure 15 : I. La flexion du grasset est limitée par le contact entre les muscles de la cuisse et ceux de la jambe. Les ligaments croisés ne jouent aucun rôle que ce soit le ligament croisé crânial (B) ou le ligament croisé caudal (A).

II. L'extension du grasset est limitée par le contact entre la fosse intercondylienne (A) et le ligament croisé crânial (B).

D'après SLOCUM⁶⁹.

La rupture du ligament croisé antérieur peut être expliquée avec ce modèle (fig 16 I). En effet lors d'une hyperextension du genou la distance entre les attaches ligamentaires proximales et distales du LCA augmente et la tension devient alors supérieure à la résistance du ligament. Il y a alors rupture. Le mouvement de tiroir antérieur observé s'explique facilement avec ce modèle qui montre en plus que lors de rupture de LCCr le LCCd est relâché (fig 16 II).

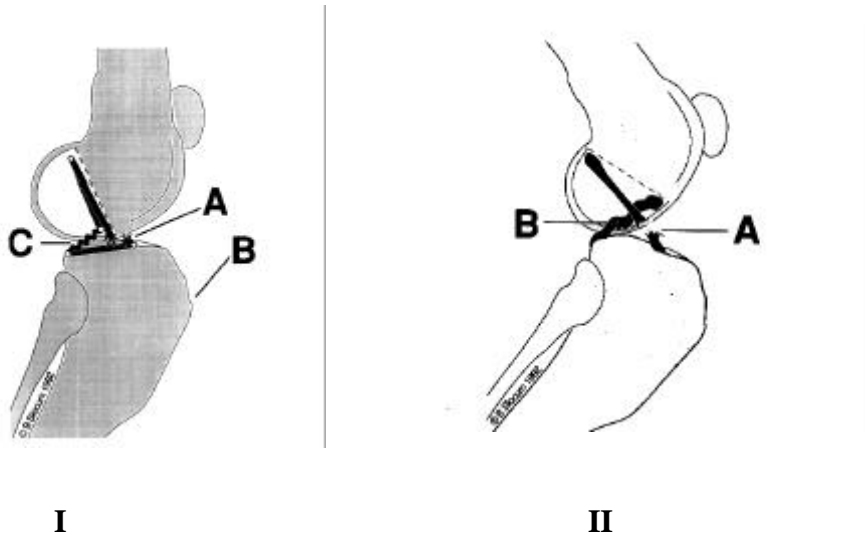


Figure 16 : I. L'hyperextension du grasset entraîne une augmentation de la distance entre les attaches ligamentaires fémorales et tibiales à l'origine de la rupture du ligament croisé crânial (A). Le tibia (B) part crânialement et le ligament croisé caudal est relâché.

II. Rupture du ligament croisé crânial (A) et le ligament croisé caudal est relâché.

D'après SLOCUM⁶⁹.

2.2. Limites de cette modélisation du grasset^{69,35}.

Bien que ce modèle puisse donner certaines explications lors de rupture du ligament croisé crânial notamment lors d'une hyperextension, il s'avère incapable d'éclaircir l'étiopathogénie de cette affection dans certaines situations.

Ainsi il ne donne aucune explication lors de rupture totale ou partielle du LCCr en l'absence d'hyperextension, alors que depuis 40 ans il a été décrit des ruptures de LCCr sans commémoratifs de trauma sur des chiens à activité quotidienne normale.

De plus, ce modèle reconnaît le retournement et la rupture de la corne postérieure du ménisque médial mais n'en donne aucune explication.

Enfin il ne réussit pas non plus à expliquer les échecs survenus lors de traitement chirurgical même chez les orthopédistes les plus qualifiés.

La représentation de l'articulation du grasset d'une manière passive en ne s'intéressant qu'aux structure physiques semblent donc être une mauvaise modélisation. Il semble ainsi important de prendre en compte non seulement les structures mais aussi les fonctions représentées par les forces s'appliquant aux mouvements. Vogel et Wainwright, célèbres biologistes, avaient déjà soulevé cet aspect biomécanique en écrivant : « *Les structure sans les fonctions ne sont que des cadavres, les fonctions sans les structures ne sont que des fantômes.* »²⁶.

3. Une nouvelle modélisation du genou : un modèle actif

Comme nous venons de le voir le modèle passif de modélisation du genou présente de nombreuses limites qui ne nous permettent pas d'élucider certains mécanismes de la rupture de LCCr. Il a donc fallu repenser la modélisation en élaborant un modèle faisant intervenir les forces s'exerçant sur les structures osseuses.

Ce modèle complète le précédent en introduisant de nouvelles informations biomécaniques qui incluent les forces engendrées par le poids et les muscles de l'animal. Ce nouveau modèle fut imaginé après la description du test de compression tibiale décrit par Henderson en 1978³⁸. Ce test se réalise en créant une flexion du jarret qui va entraîner une translation crâniale du tibia par rapport au fémur. Lors de la locomotion du chien, une force se crée lors du contact du pied sur le sol. Cette force peut être assimilée à celle exercée lors du test et engendre aussi une compression tibiale. Elle est devenue ainsi l'origine du nouveau concept de modélisation du grasset et a été nommée poussée tibiale crâniale⁶⁷.

3.1. Equilibre et forces musculaires.

La notion de forces musculaires étant à l'origine du nouveau modèle de l'articulation, il semble ainsi important qu'elles jouent un rôle non seulement dans la locomotion mais aussi dans l'équilibre du système articulaire.

SLOCUM pour démontrer ce principe se livra à une expérience simple ⁶⁹. Il modélisa le membre postérieur grâce à une configuration à 3 éléments (Figure 17).

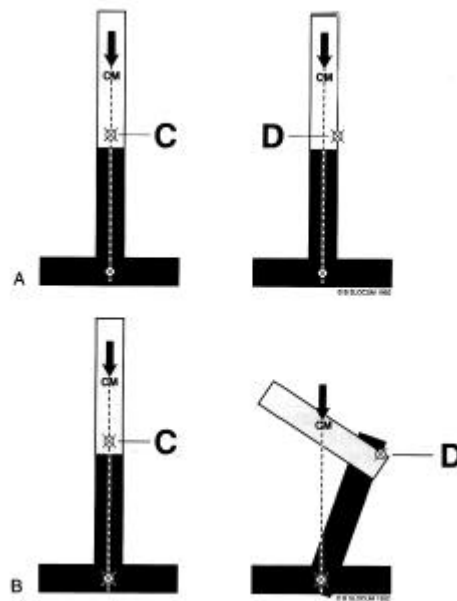


Figure 17 : Modélisation du membre postérieur grâce à un système à 3 éléments.

A. Système initial au repos

B. Système après application d'une force sur le segment proximal

Le point C et D représentent les points charnières entre le 1^{er} et le 2^{ème} segment dans les situation A et B.

La flèche représente la force appliquée au système et la ligne en pointillé la ligne de force
La force passe par le centre de gravité (Center of mass CM)

La configuration de droite ne diffère de celle de gauche que par la position du point de charnière (plus en avant pour celle de droite).

D'après SLOCUM ⁶⁹.

De plus Slocum, en modélisant le membre postérieur avec une configuration à trois éléments, a montré que l'intervention de forces musculaires était indispensable pour expliquer l'absence de collapsus du membre (fig 15).

La configuration de droite est identique à celle de gauche excepté la position du point de charnière (C ou D) . Le bloc de base (en noir) est relié au bloc intermédiaire par un point charnière qui sur le montage de gauche se situe sur la ligne de force du poids de l'animal. Le montage de droite, lui, possède le point de charnière en avant de cette ligne de force ce qui correspond à la réalité c'est à dire au point de contact fémoro-tibial. La force de gravité engendrée par le poids de l'animal passe par le point C du montage de gauche et il n'y a pas de collapsus du montage. Par contre sur le montage de droite lorsque l'on applique la force de gravité le système se collabe en 0,64 secondes. Ainsi il apparaît évident que l'intervention de forces musculaires antagonistes de la force de gravité est nécessaire à l'équilibre de l'articulation.

3.2. Représentation biomécanique

Les éléments importants de ce modèle sont donc les forces du poids de l'animal ainsi que les forces musculaire en addition des contraintes passives représentées par les ligaments, les os et la capsule articulaire. Les muscles sont les protagonistes de forces qui entrent en jeu dans l'équilibre du grasset ; c'est cet aspect de l'articulation qui était absent dans l'ancien modèle.

L'équilibre musculaire du grasset peut être défini, comme pour tout système biomécanique, lorsque la somme des moments des forces appliquées à l'articulation est nulle. C'est à dire lorsque les moments des forces de flexion du genou (engendrés par la traction du biceps fémoral, du groupe musculaire de « la patte d'oie » (pes anserinus), du semimembraneux et du fléchisseur superficiel des doigts) sont compensés par les moments des forces d'extension du genou (engendrés par la traction du quadriceps et l'extenseur des doigts). Figure 18.

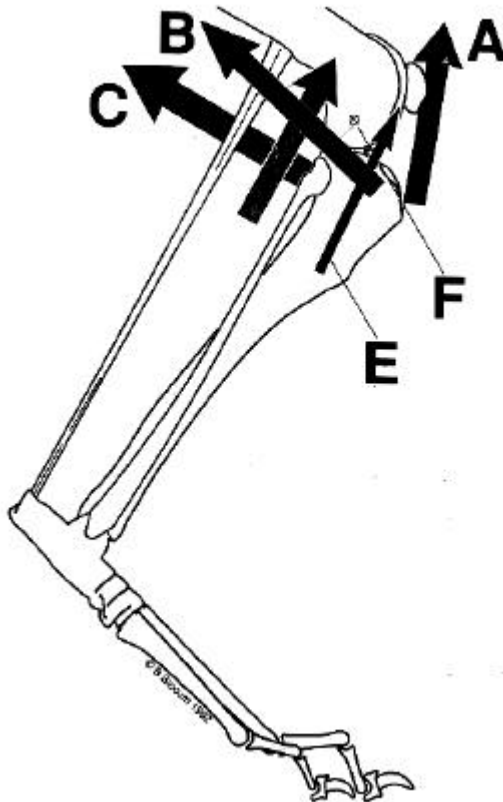


Figure 18 : Représentation des moments des forces s'exerçant au niveau du grasset.

A Moment de la force créée par le quadriceps .

B. Moment de la force créée par le biceps fémoral.

C. Moment de la force créée par le groupe musculaire pes anserinus et le semimembraneux.

D. Moment de la force créée par le fléchisseur superficiel des doigts.

E. Moment de la force créée par l'extenseur des doigts.

F. Centre de gravité du système.

Pour que le système soit en équilibre (équilibre musculaire) il faut que $A+E+B+C+D=0$

D'après SLOCUM⁶⁹.

Il faut cependant noter que ce modèle ne prend pas en compte les caractéristiques de ces même forces pendant la locomotion. Il s'agit donc d'un modèle statique.

Le modèle lors de la locomotion peut être pensé comme une série de situation dans laquelle chaque situation représente un système en équilibre.

PREMIERE APPROCHE BIOMECHANIQUE : L'ETUDE CINETIQUE DU GRASSET.

En 1977, ARNOCKY³, s'inspirant des travaux effectués en chirurgie humaine³³, s'intéresse à l'étude du centre instantané de rotation (C.I.R.) du grasset intégrant ainsi pour la première fois la notion de biomécanique lors de rupture de ligament croisé crânial. Ses travaux réalisés sur des cadavres ont été complétés par des études sur des animaux vivants par FONTAINE et SCHMIDT-MORAND³⁰.

1. Principe et méthode de détermination du C.I.R

1.1. Principe du C.I.R

FONTAINE³⁰ en se basant sur le modèle passif du grasset n'hésite pas à comparer l'articulation du genou à une porte s'ouvrant autour de ses gonds (cf figure 13). Il simplifie alors l'articulation en l'interprétant comme une charnière parfaite. De plus SLOCUM⁶⁹ lui aussi reprend l'idée d'un point de charnière lors de sa modélisation du genou par 3 blocs (Figure 17).

Ces deux modélisations mettent en évidence l'existence d'un point fixe autour duquel s'articule les mouvements articulaires tibio-fémoraux. Ce point est appelé centre instantané de rotation ou C.I.R.

1.2. Détermination pratique du C.I.R

Puisqu'une étude cinétique visuelle sur un chien vivant s'avère impossible du fait des tissus entourant l'articulation, l'utilisation de la radiographie dans des positions différentes a très vite été adoptée. Ainsi des clichés radiographiques sont effectués avec des angles de flexion différents 45°, 90°, 120° selon une incidence latéro-latérale la plus parfaite possible.

Ensuite des points de repères fémoraux sont déterminés sur les clichés. Deux vecteurs de déplacement AA' et BB' sont établis en reliant respectivement les mêmes points de repères des deux positions différentes. Les médiatrices de chaque vecteur de déplacement sont

construites et leur intersection détermine le C.I.R. Pour un même genou, il peut y avoir deux positions du C.I.R. une pour le mouvement de 120° à 90° et l'autre pour le mouvement 90° à 45° (Figure 19).

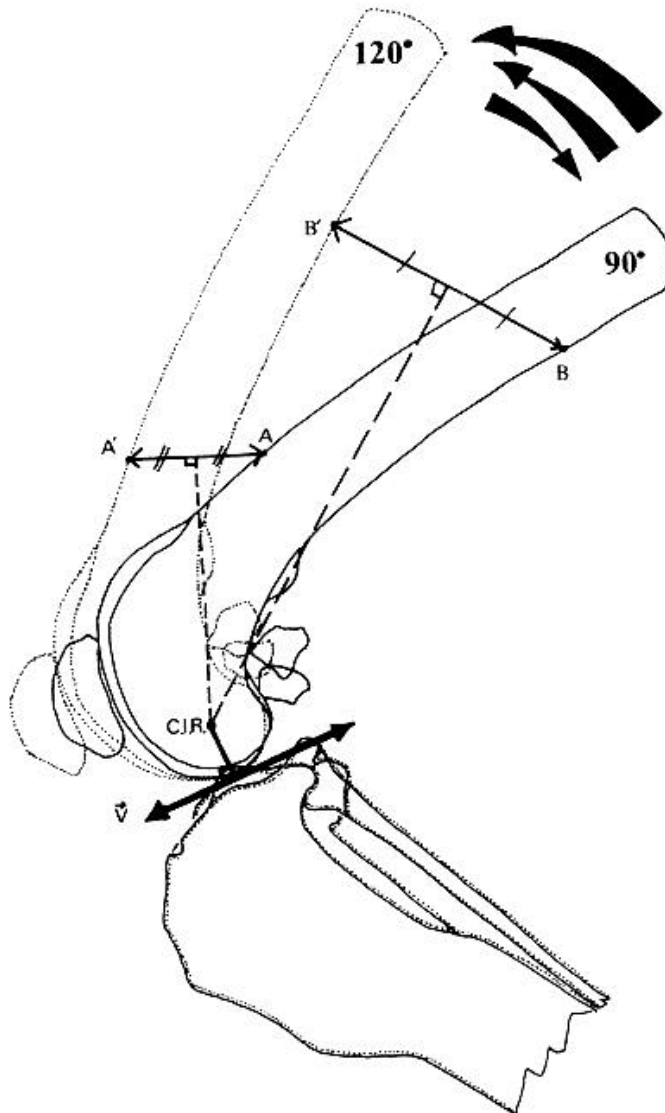


Figure 19 : Détermination pratique du C.I.R. (cas d'un genou sain).

C.I.R. Centre de rotation instantanée.

v vitesse du genou.

D'après FONTAINE ³⁰.

2. Applications de l'étude du C.I.R

A partir de l'identification du C.I.R. et grâce à deux positions du fémur il est possible de déterminer d'autres paramètres utiles pour le chirurgien orthopédiste.

Le C.I.R. étant déterminé, on peut tracer un vecteur perpendiculaire à la droite passant par ce C.I.R. et le seul point d'appui artriculaire pour un mouvement donné. Ce vecteur correspond à la direction vectorielle de la vitesse (V) du genou (figure 19). Cette vitesse représente la possibilité d'un genou à glisser librement en plus de rouler, et ce durant un mouvement de flexion-extension donné.

Plus ce vecteur sera parallèle à l'inclinaison du plateau tibial plus il pourra glisser librement, sans contrainte, en avant ou en arrière lors de la flexion ou de l'extension.

Dans le cas d'un genou pathologique le C.I.R. est déplacé soit en avant soit en arrière. La direction de la vitesse n'est plus tangentielle au plateau tibial et s'oriente à travers le tibia (Figure 20). Le glissement ne peut plus s'effectuer librement et chaque déplacement implique l'apparition de forces de compressions ou d'arrachements.

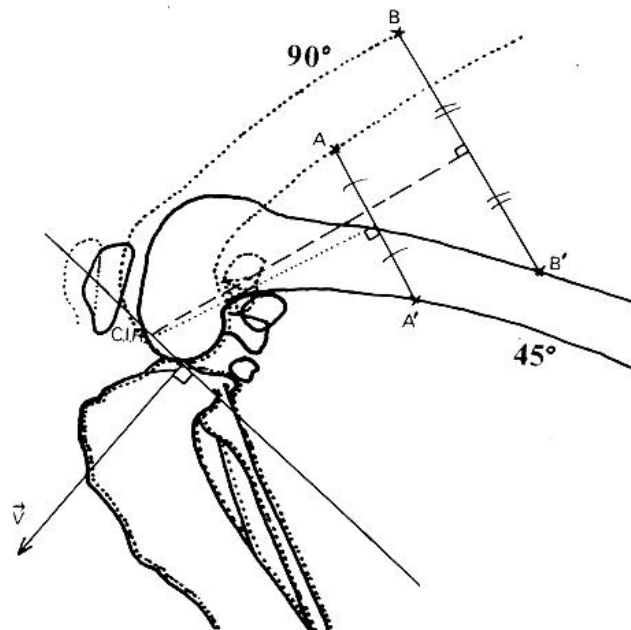


Figure 20 : Détermination du C.I.R. et de la vitesse sur un genou pathologique.

Le vecteur vitesse n'est plus tangentiel au plateau tibial. Sa direction passe à travers le tibia.

D'après FONTAINE ³⁰

UNE AUTRE APPROCHE BIOMECHANIQUE DU GRASSET : L'ETUDE DES FORCES S'EXERCANT SUR L'ARTICULATION.

La cinétique comme nous venons de le voir a été un aspect biomécanique étudié par plusieurs auteurs. Mais l'essentiel de ce domaine réside dans l'étude des forces mises en œuvre lors des mouvements articulaires. Cette étude a pu se réaliser par des approches différentes développées dans des domaines différents. Ainsi alors que certains ont travaillé en se penchant sur l'articulation d'une manière pratique, d'autres ont eu une vision plus théorique.

1. La poussée tibiale crâniale de SLOCUM

SLOCUM fut l'un des premiers à s'intéresser aux forces en action au niveau du grasset. Sa vision de l'articulation est à l'origine de nouvelles données biomécaniques qui seront utilisées ultérieurement par plusieurs autres auteurs. Son approche biomécanique se fit au départ grâce à des observations pratiques des mouvements articulaires du grasset.

1.1.. Les tests de diagnostics de la RLCCr.

La rupture du LCCr est diagnostiquée par la présence d'un mouvement de tiroir crânial de l'articulation démontrant une instabilité crâniale du tibia par rapport au fémur. Ce tiroir peut être mis en évidence en effectuant le test du tiroir consistant en la mobilisation de l'articulation en position d'appui (140° d'extension), les mains étant placées aux extrémités distale du fémur et proximale du tibia^{39,40}. On essaie alors de faire avancer le tibia perpendiculairement à son grand axe, et de faire reculer le fémur. Figure 21.

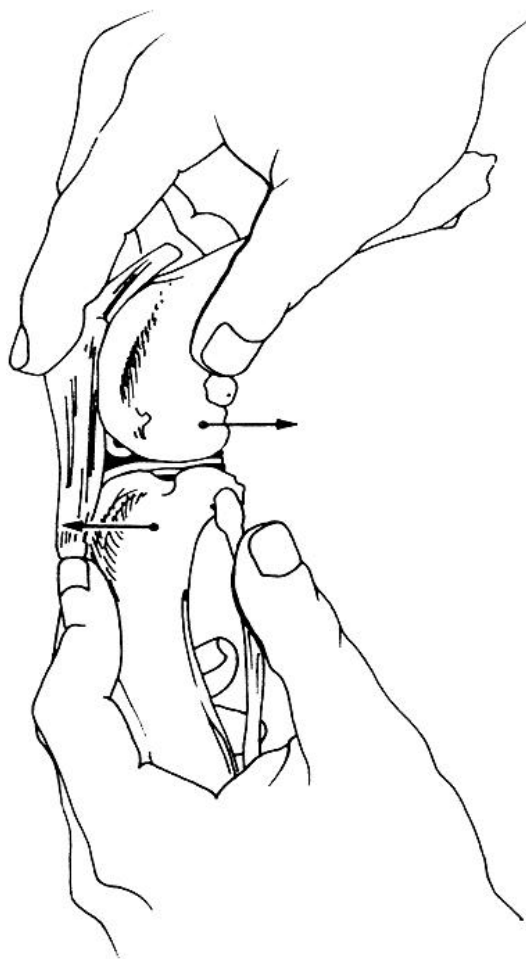


Figure 21: Technique classique de mise en évidence du signe du tiroir sur un grasset gauche de chien.

Le pouce de la main droite est posé sur le condyle externe du fémur et l'index sur la rotule. On essaie alors de faire avancer le tibia, perpendiculairement à son grand axe, et de faire reculer le fémur. Le test est positif s'il existe un mouvement antéro postérieur.

D'après HENDERSON³⁸.

Une autre technique pour mettre en évidence le mouvement de tiroir antérieur a été décrite par HENDERSON en 1978³⁸. L'extrémité distale de la cuisse est maintenue et le grasset est en position physiologique. Le jarret étant solidaire du grasset par l'intermédiaire des muscles gastrocnémiens, la flexion du jarret entraîne la mise en tension de la corde du jarret et des muscles gastrocnémiens. Il en résulte une compression du tibia qui, compte tenu de l'inclinaison du plateau tibial, a tendance à le faire avancer crânialement. Si le LCCr est intact le déplacement du tibia n'existe pas. S'il est rompu on a une propulsion du tibia vers l'avant. Figure 22.

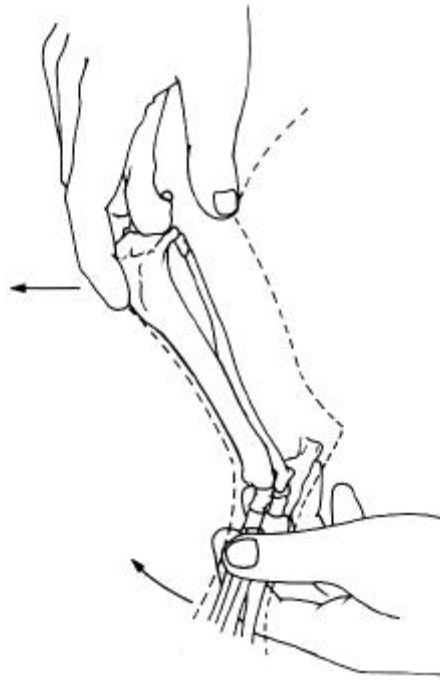


Figure 22 : Mise en évidence du mouvement de tiroir par le test de compression tibiale.
D'après HENDERSON ³⁸.

1.2. Etude de la poussée tibiale crâniale

C'est en étudiant le mécanisme du test de compression tibiale que SLOCUM ⁶⁷ fait l'analogie entre la force exercée manuellement lors du test de compression tibiale et la force de réaction au niveau du sol entraînée par le poids de l'animal lors de la locomotion (Figure 23). Ces forces tendent à faire avancer le tibia crânialement par rapport au fémur. Il en déduit alors qu'il existe durant la marche une force qui tend à propulser le tibia crânialement. Cette force fut baptisée poussée tibiale crâniale.

Lorsque l'animal appuie son membre, son poids entraîne une force de réaction au niveau du sol. Cette force de réaction est transmise le long du tibia (compression tibiale) et engendre une force de poussée sur le plateau tibial. L'inclinaison du plateau tibial dirige cette force vers l'avant d'où le nom de poussée tibiale crâniale

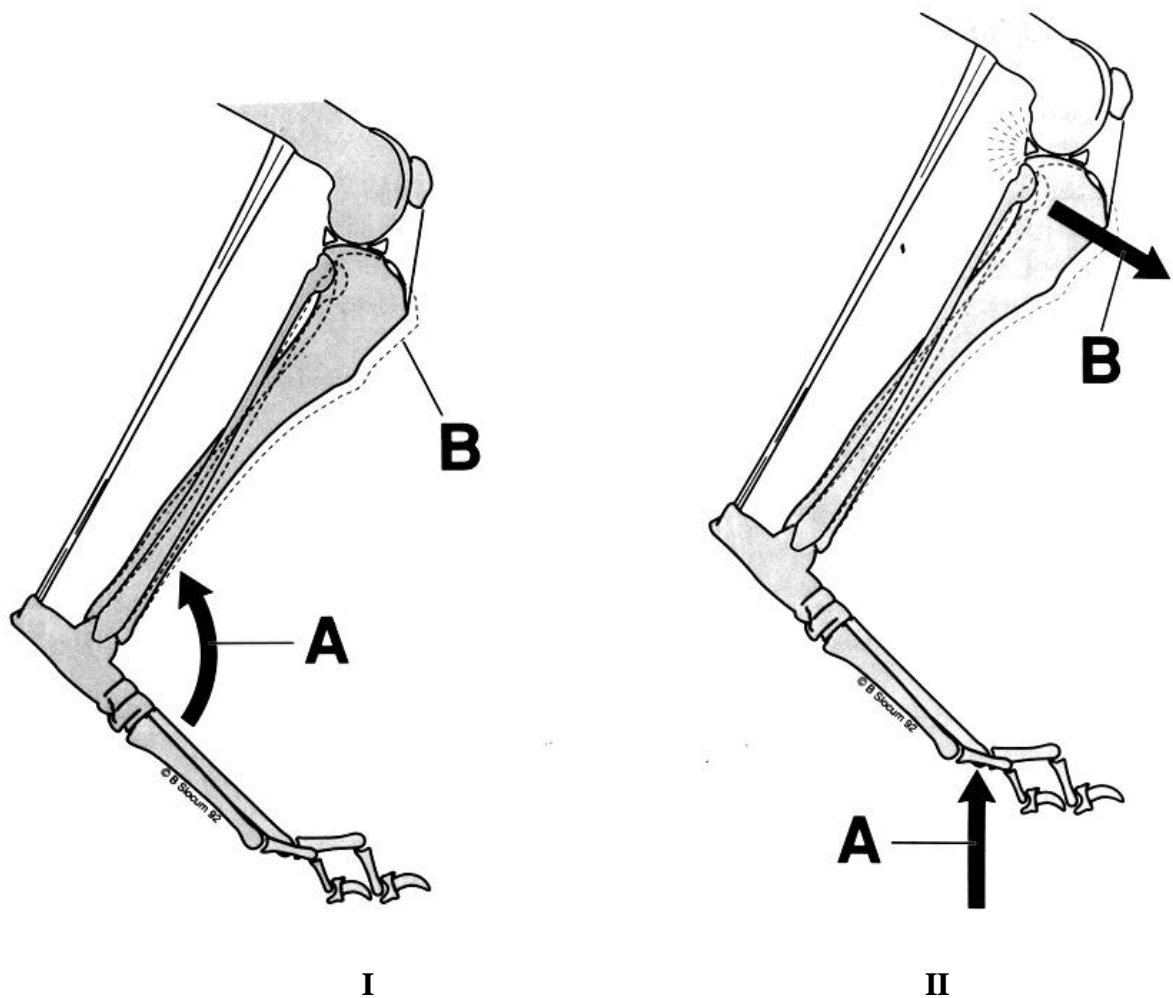


Figure 23 : Analogie entre le test de compression tibiale I et l'appui au sol du membre
 En I, la force est appliquée selon le mouvement A et le tibia est déplacé vers la position B.
 En II, la force A est la réaction au niveau du sol entraîné par le poids de l'animal en appui. La force B est la poussée tibiale crâniale.
 D'après SLOCUM⁶⁹.

Cette compression du tibia à l'origine de la poussée tibiale crâniale est non seulement due à la force de réaction engendrée par le poids de l'animal mais elle est aussi créée par les muscles extenseurs du grasset (quadriceps et long extenseur des doigts) et les muscles extenseurs du jarret (gastrocnémiens et fléchisseurs superficiel des doigts). Figure 24.

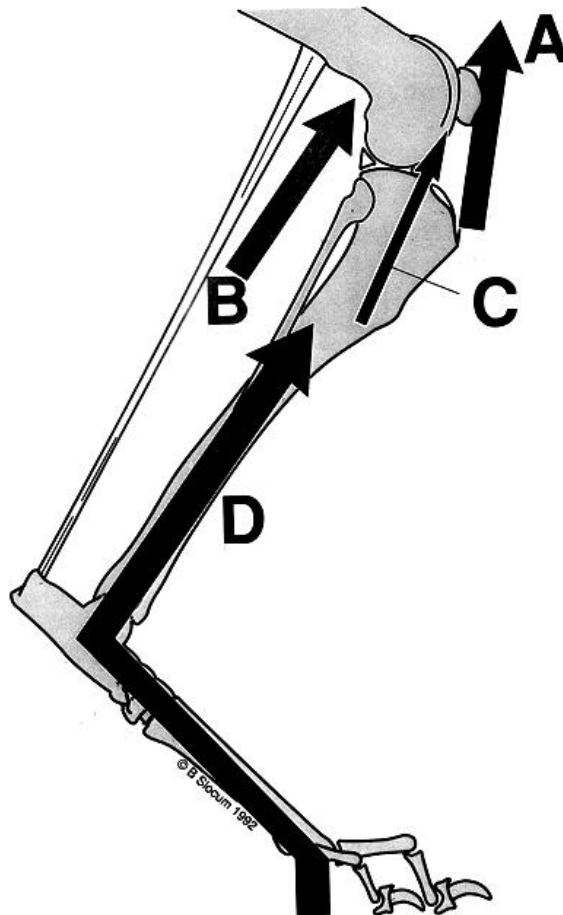


Figure 24 : Représentation de la compression tibiale.

- A. Force engendrée par le quadriceps
- B. Force engendrée par le fléchisseur des doigts
- C. Force engendrée par l'extenseur des doigts
- D. Force de réaction engendrée par le poids de l'animal

Compression tibiale = A+B+C+D

D'après SLOCUM⁶⁹.

L'intensité de la poussée tibiale crâniale est non seulement due à l'intensité de la compression tibiale (qui dépend d'une part du poids de l'animal et d'autre part de son activité) mais aussi elle est directement en relation avec le degré d'inclinaison du plateau tibial. Ainsi plus le plateau tibial est incliné plus la poussée tibiale est importante. Figure 25.

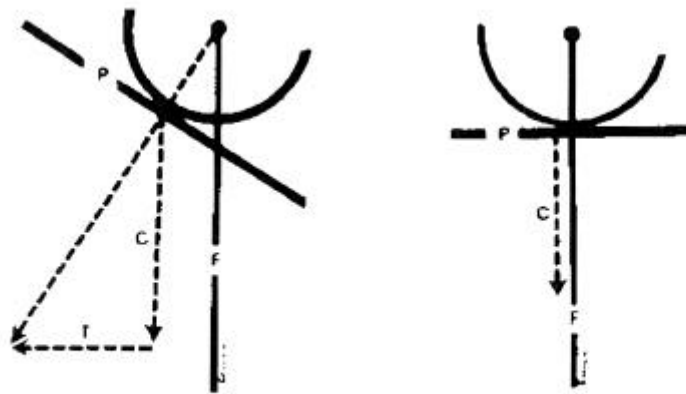


Figure 25 : Influence de l'inclinaison du plateau tibial sur l'intensité de la poussée tibiale crâniale (T). Si le plateau (P) est perpendiculaire au grand axe fonctionnel du tibia il n'y a plus que les forces compressives (C) qui s'exercent sur le tibia.
D'après SLOCUM⁶⁷.

1.3. Etude de l'inclinaison du plateau tibial.

Comme nous venons de le voir l'inclinaison du plateau tibial est un facteur influençant l'intensité de la poussée tibiale crâniale ; c'est pourquoi certains auteurs se sont intéressés à déterminer l'angle d'inclinaison sur des chiens sains puis sur des chiens présentant des ruptures de LCCr

1.3.1. Détermination de l'angle d'inclinaison du plateau tibial.

Pour calculer cet angle il faut réaliser une radiographie latérale de la partie distale du fémur et du tibia.

Une première technique, mise au point par SLOCUM⁶⁷ prenait en compte l'axe fonctionnel ainsi que l'axe longitudinal du tibia.

Figure 26.

Pour déterminer l'axe longitudinal du tibia (A) on prend deux points :

- le centre de rotation tibiotarsien représenté par le centre du dôme du talus.

- le bord crânial du plateau tibial.

On trace une ligne perpendiculaire (d) à cet axe et on détermine l'angle entre cette droite et le plateau tibial. On a alors un angle A1.

Puis on détermine l'axe fonctionnel du tibia (B) grâce à deux points :

- le centre de rotation tibiotarsien.
- Le centre de rotation fonctionnel de l'articulation fémorotibiale qui est en fait le C.I.R.

Cet axe fonctionnel forme un angle A2 avec l'axe longitudinal.

L'angle d'inclinaison du plateau tibial est alors $A1 - A2$

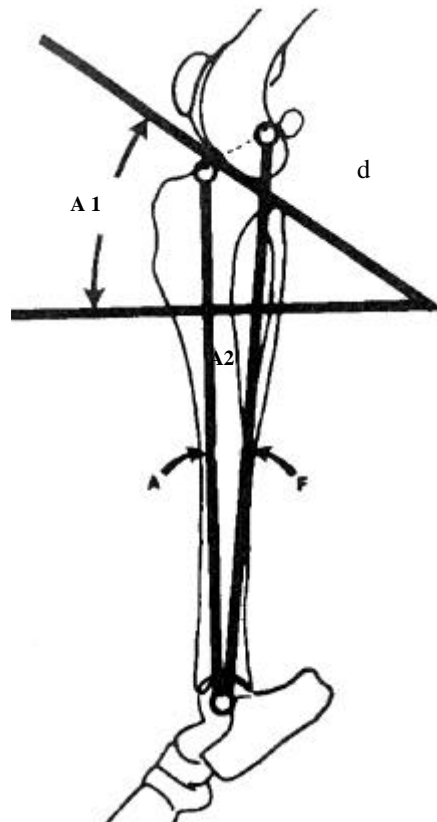


Figure 26 : Détermination de l'angle d'inclinaison du plateau tibial. 1^e méthode.
D'après SLOCUM⁶⁷.

Plus tard une deuxième méthode⁶⁶ à été décrite n'utilisant plus les axes longitudinaux et fonctionnels du tibia. Figure 27.

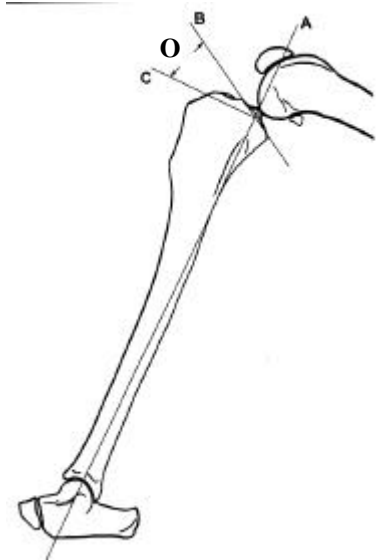


Figure 27 : Détermination de l'angle d'inclinaison du plateau tibial. 2^e méthode.
D'après CAYLOR¹⁵.

Une droite A est déterminée par deux points :

- un proximal à mi-distance des tubercules intercondyliques tibiaux.
- un distal au centre du dôme du talus.

La droite B correspond à la ligne du plateau tibial et est déterminée le long de la surface articulaire tibiale médiale.

La droite C est la droite perpendiculaire à l'axe longitudinal du tibia A.

L'angle d'inclinaison du plateau tibial O est déterminé entre les droites B et C.

1.3.2. Valeurs de l'angle d'inclinaison du plateau tibial et variations.

SLOCUM fut un des premiers à calculer un angle d'inclinaison moyen du plateau tibial⁶⁷. Malgré un échantillon assez réduit de chien il a publié un angle moyen de 22°6 sur des genoux avec RLCCr. Pendant longtemps aucune étude importante n'a été menée à ce sujet.

Pourtant en septembre 2000 Morris et Coll ⁵¹ propose une étude non seulement à travers une série d'animaux sains (pas de rupture de LCCr) mais aussi à travers une autre série d'animaux présentant une rupture de LCCr totale ou partielle. 56 chiens présentés à l'Université du Minnesota avec des lésions du LCCr sont réunis dans un groupe N°1. 31 chiens présentés dans le même temps à l'université sans lésions sont placés dans un groupe N°2. Au sein même du groupe N°1 des mesures d'angle ont été effectuées sur les genoux non atteints de 17 des 56 chiens ; ce sous groupe est noté N°1a. Les résultats obtenus montrent que la valeur moyenne de l'angle d'inclinaison du plateau tibial dans le groupe N°1 est de 23,76°, dans le groupe N°2 de 18,10° et dans le sous groupe N°1a de 24,71°. Ainsi l'angle d'inclinaison du plateau tibial chez les chiens présentant des lésions de LCCr (que se soit sur le genou atteint ou l'autre) est plus important que celui chez des chiens sains.

En humaine une étude clinique, évaluant les facteurs prédisposant aux lésions de LCCr chez les skieurs a montré que l'inclinaison du plateau tibial était plus important chez les personnes ayant eu une rupture de LCCr ⁷².

Ainsi de ces études il ressort qu'un angle d'inclinaison du plateau tibial élevé est un facteur important dans la rupture de ligament croisé crânial. Cet angle important est à l'origine d'une augmentation d'intensité de la poussée tibiale crâniale qui augmente la tension du LCCr et le fragilise de manière conséquente.

1.4. Poussée tibiale crâniale et rupture du LCCr : premiers raisonnements.

Ainsi la modélisation de l'articulation du grasset grâce aux forces s'y appliquant, fait apparaître la notion de poussée tibiale crâniale qui était absente dans le modèle précédent.

Cette poussée vers l'avant tend donc à faire avancer le tibia crânialement. Pour s'opposer à elle il existe deux systèmes. Un actif représenté par les muscles tirant le tibia vers l'arrière et un passif représenté par le LCCr et la corne caudale du ménisque latéral. Lorsque l'intensité de la poussée tibiale crâniale est trop importante ce sont les structures passives (LCCr et corne méniscale) qui se lèsent.

Cette notion de poussée tibiale crâniale dans l'étude de la rupture de LCCr ouvre une nouvelle porte dans le domaine l'étiopathogénie de cette affection. Ainsi la rupture de LCCr survenant chez des chiens en surplus pondéral, sans activité et sans commémoratifs de trauma pourrait s'expliquer par une augmentation de la force compressive au niveau du tibia (du fait du poids trop élevé) à l'origine d'une poussée tibiale crâniale fragilisant le LCCr. La rupture partielle de LCCr pourrait avoir la même explication. La rupture serait due à une dégénérescence du ligament ce qui confirme l'hypothèse de certains auteurs ²⁰.

De plus la rupture de LCCr survenant sur des chiens jeunes sans commémoratifs de traumatismes pourrait avoir pour origine un angle d'inclinaison du plateau tibial trop important d'où là aussi une poussée tibiale crâniale trop importante pour le LCCr.

Cette forte inclinaison du plateau tibial pourrait être à l'origine de l'échec de certains traitements chirurgicaux de la rupture de LCCr. En effet la trop forte poussée tibiale crâniale pourrait fragiliser la prothèse (synthétique ou naturelle) visant à remplacer le LCCr lésé et aboutir à sa rupture.

2. La force « bone-on bone » étudiée par SAWAYA

Dans un travail d'une très grande précision, SAWAYA ⁶² s'est intéressé à étudier les effets des forces s'exerçant au niveau de l'articulation du genou. Alors que l'approche de SLOCUM était plus celle d'un praticien orthopédiste, SAWAYA se présente plus comme un anatomiste biomécanicien. Son approche bien que différente de celle de SLOCUM présente de nombreux points communs et aboutit à des conclusions communes.

2.1 Exemple d'une poutre soumise à une force F

Comme pour toute étude biomécanique SAWAYA a dû dans un premier temps raisonner à travers une modélisation de l'articulation. Ainsi afin de bien comprendre les effets des forces, SAWAYA a fait l'analogie entre l'articulation du grasset et une poutre inclinée sur laquelle s'exerce plusieurs forces. Figure 28

L'action du poids de l'animal entraîne la mise en charge de l'articulation et en particulier la mise en contact des surfaces articulaires tibiales et fémorales sur lesquelles

s'exercent les forces de réactions du tibia sur le fémur et du fémur sur le tibia. En plus les forces musculaires jouent un grand rôle dans la stabilité du genou. La résultante de toutes ces forces est une force compressive que WINTER ⁷⁸ appelle « *The Bone-on-Bone Force* ». Cette force **F** peut s'écrire :

$$\mathbf{F} = \mathbf{Q}_m + \mathbf{R}_{f/t}$$

Q_m étant la résultante des forces musculo-tendineuses sur le tibia et **R_{f/t}** la résultante des forces de réactions du fémur sur le tibia.

En appliquant cette force **F** à notre schéma de la poutre, il est possible de la diviser en deux composantes.

- Une composante normale de compression **N** , et une tangentielle de cisaillement **T**
- On peut définir aussi les moments de flexion **Ms** et **Mf** par rapport aux plans sagittal et frontal.

Nous pouvons dès à présent faire le rapprochement entre les travaux de SLOCUM et ceux de SAWAYA en remarquant que la composante **T** n'est autre que la poussée tibiale crâniale.

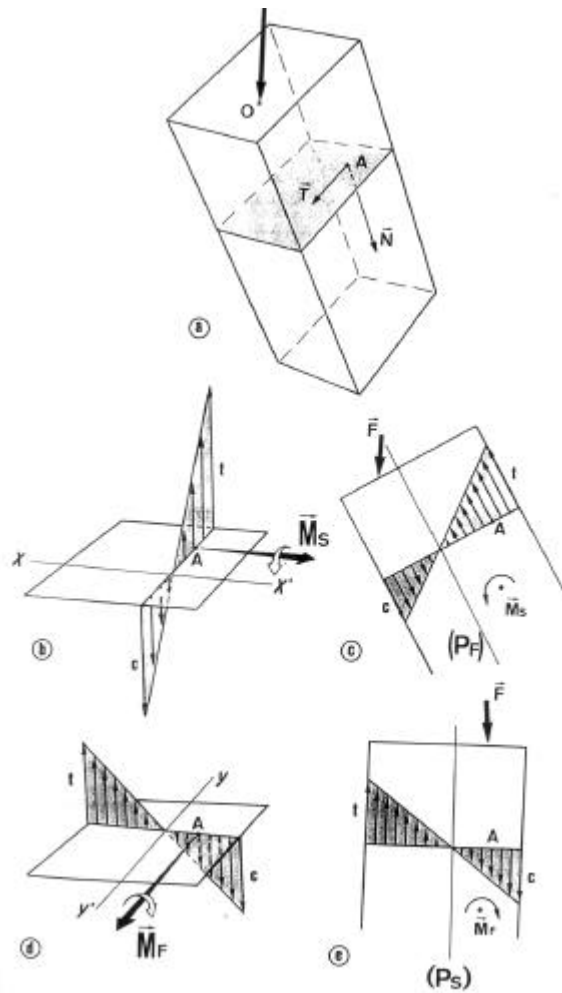


Figure 28 : Sollicitation composée d'une poutre.

F est une force agissant selon un angle quelconque en un point O d'une des extrémités d'une poutre. A est un point quelconque d'une tranche de section transversale de la poutre.

a) Action en A des composantes de F : N est la composante normale ; c'est une composante de compression. T est la composante tangentielle, c'est une composante de cisaillement

b) et c) M_s : moment de la force F en A par rapport au plan sagittal. Il est perpendiculaire à ce plan. Le sens des contraintes qu'il induit, en traction (t) ou en compression (c), dépend de la position de F par rapport au plan neutre frontal (P_f). Le plan neutre frontal coupe le plan transversal selon une droite XX' qui constitue un des axes principaux d'inertie de la tranche de section (b : vue en perspective, c : vue selon une coupe parasagittale passant par A)

d) et e) M_f : moment de la force F en A par rapport au plan frontal. Le plan neutre considéré est alors (P_s), il est parasagittal. Son intersection avec la coupe transversale constitue l'autre axe principal d'inertie YY' . (d : vue en perspective, e : vue selon une coupe frontale passant par A).

D'après SAWAYA ⁶²

2.2. Effets des composantes de F au niveau du plateau tibial.

Au niveau du plateau tibial, l'inclinaison des condyles tibiaux, appelée « pente tibiale » par BONIN¹¹, SLOCUM⁶⁷ permet de mettre en évidence l'action de la composante de cisaillement au profit de la composante normale de compression de F . Ainsi l'influence de l'inclinaison de la pente tibiale influence directement l'intensité de la force de cisaillement. Figure 29.

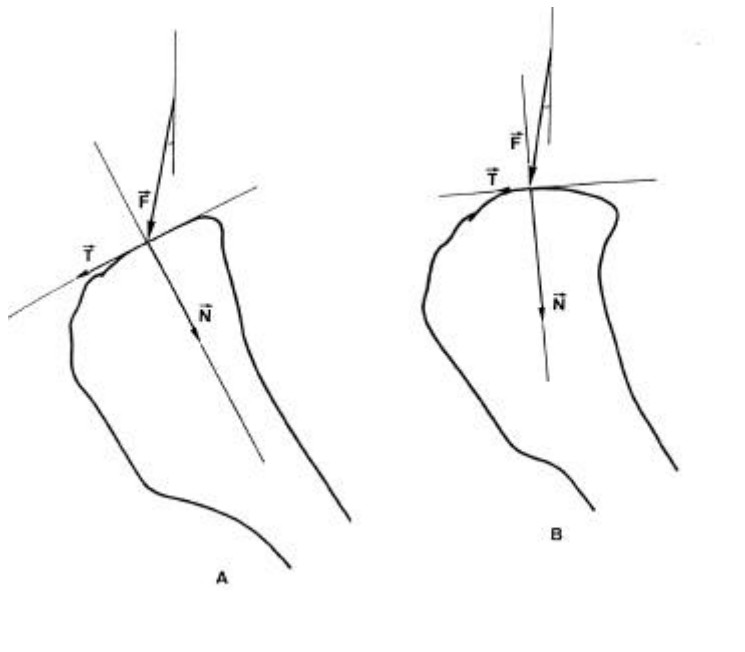


Figure 29: Influence de l'inclinaison des condyles (« pente tibiale ») sur la réception des forces articulaires.

Le tibia est représenté dans sa position moyenne lors de la station debout chez le chien (angle fémoro-tibial voisin de 140°).

A) La décomposition de F met en évidence une sollicitation tangentielle T importante (cisaillements)

B) L'inclinaison moins importante fait apparaître, pour une même valeur de F , une réduction de la composante tangentielle (cisaillements) en faveur de la composante normale (compression).

Les différences d'inclinaison entre la situation A et la situation B dépendent du moment de la locomotion.

D'après SAWAYA⁶².

2.3. Etude du point d'application de \mathbf{F} et de son orientation.

Les études chez l'homme et le cheval ont montré que l'aire de contact entre le fémur et le tibia se trouve à hauteur de l'aire intercondyloire centrale, légèrement en avant de l'éminence intercondyloire. Les observations menées par SAWAYA sur des clichés de profil ⁶¹ ont montré des résultats équivalents. Ainsi nous pouvons supposer que le point d'application théorique de \mathbf{F} se situerait au voisinage immédiat du centre de gravité du plateau tibial .(figure 30).

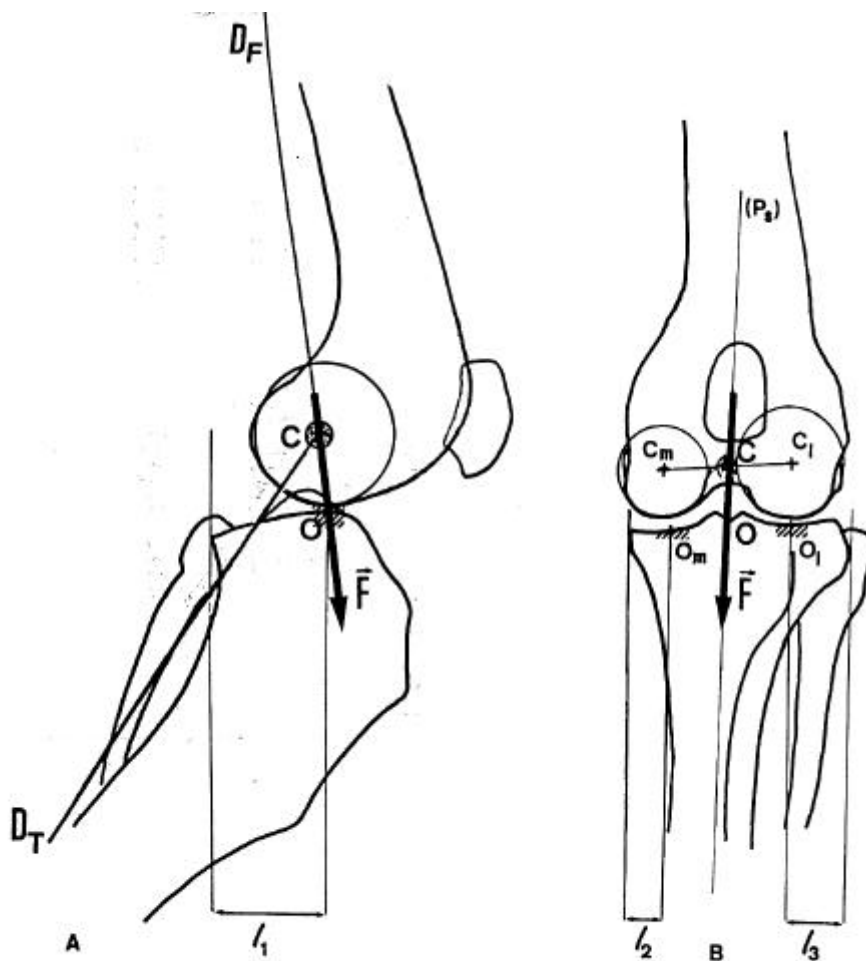


Figure 30: Estimation du point d'application et de l'orientation de \mathbf{F} d'après des radiographies de genou de chien membre à l'appui. D'après SAWAYA ⁶².

Point d'application de **F** : La zone de contact fémoro-tibiale est logiquement celle où la distance entre les surfaces articulaires opposées est la plus faible (Zones hachurées). Sur un cliché de profil (A), elle se situe crânialement à l'éminence intercondyloire. Sur une radiographie de face (B), considérant que la répartition des charges est, a priori, symétrique, le point d'application théorique de **F** se situerait à mi-distance entre Om et Ol, centres des aires de contacts médiale et latérale. Ceci coïncide avec l'AIC (aire intercondylienne centrale).

Orientation de **F** : Sur une vue de profil (A), la faible amplitude de variation de l'angle fémoro-tibial lors de la phase d'appui de la marche chez le chien permet de considérer que les mouvements des surfaces articulaires les unes par rapport aux autres sont limitées aux seuls roulements. Le centre C du cercle ayant le même rayon de courbure que le condyle fémoral correspond alors, approximativement, à la projection du CR (Centre de Rotation) dans le plan du cliché. La réunion de C et de O montre que **F** est pratiquement perpendiculaire à la surface articulaire, et presque confondue, dans cet exemple, avec l'axe fémoral Df.

Sur un cliché de face (B), le tibia apparaît en léger varus et rotation interne. Le CR du genou se trouve au milieu du segment de droite joignant Cm et Cl, centres de rotation respectifs des condyles fémoraux médial et latéral. C se situe au niveau de la fosse intercondyloire. **F** est, là aussi, pratiquement perpendiculaire aux surfaces articulaires, et orientée vers l'intérieur (varus).

Cm et Cl sont construits selon le même principe que C. Dans le plan frontal, les mouvements de cette articulation bicondylienne sont très limités. Sur une radiographies de face, nous pouvons considérer que les CR respectifs correspondent aux centres des cercles ayant le même rayon de courbure que le condyle fémoral correspondant.

l1 = distance entre la projection du point de contact fémoro-tibial et le bord caudal du condyle tibial sur une radiographies de profil. l2 et l3 = distances entre les projections des points de contacts fémoro-tibiaux Om et Ol, et les tangentes respectives aux condyles tibiaux médial et latéral sur un cliché de face.

Df = axe fonctionnel du fémur

Dt = axe fonctionnel du tibia

2.4. Les modifications biomécaniques théoriques lors de RLCCr.

2.4.1. Modifications dans le plan sagittal

La rupture du LCCr entraîne une instabilité postéro-antérieure. Ainsi le tibia a tendance à glisser crânialement. En conséquence, le point d'application de F va s'éloigner et se retrouver en arrière du plan neutre. ARNOSCKY ⁴ a démontré lors d'une étude que lors de RLCCr le déplacement du tibia était de 2mm en extension, et de 9,5 mm à 90° de flexion sur genou disséqué. SAWAYA ⁶¹ estime, à partir de ses expériences, que sur un animal vivant lors d'une flexion de 140° ce déplacement peut être compris entre 3 et 5mm. La position anormale qui en résulte crée un moment de flexion au niveau des surfaces articulaires entraînant ainsi des contraintes en compression en arrière dans une zone de contact caudale moins résistante et des contraintes en traction sur la partie crâniale du plateau tibial. En région sous-épiphysaire, on remarque une inversion du sens des contraintes sur l'os. Figure 31.

Le déplacement du tibia démontré par ARNOSCKY et SAWAYA implique un point d'application O' de la force F (notée F' lors de RLCCr) plus en arrière par rapport au point d'application normal O sur un genou normal.

Les contraintes en compression sont notées par des flèches avec la lettre c à côté. Les contraintes en traction par des flèches et la lettre t à côté.

Sur un genou normal A) F s'applique en O . Au niveau des surfaces articulaires les contraintes sont proches de la compression pure. Plus en aval, F crée un moment de flexion M_s par rapport au plan neutre (Pf). Les contraintes sont alors en compression crânialement à Pf et en traction caudalement.

Après RLCCr B) : F s'applique en O' (caudalement à O), F' se retrouve alors décalée en arrière par rapport à F . Ceci engendre un moment de Flexion M' au niveau des surfaces articulaires. Les contraintes sont alors de double nature au niveau de l'articulation : des contraintes en compression caudalement à Pf et en traction crânialement à Pf .

Plus en aval le moment M' inverse de M_s implique un changement des contraintes. En effet les contraintes caudalement à Pf ne sont plus en traction mais en compression. De même les contraintes en avant de Pf ne sont plus en compression mais en traction.

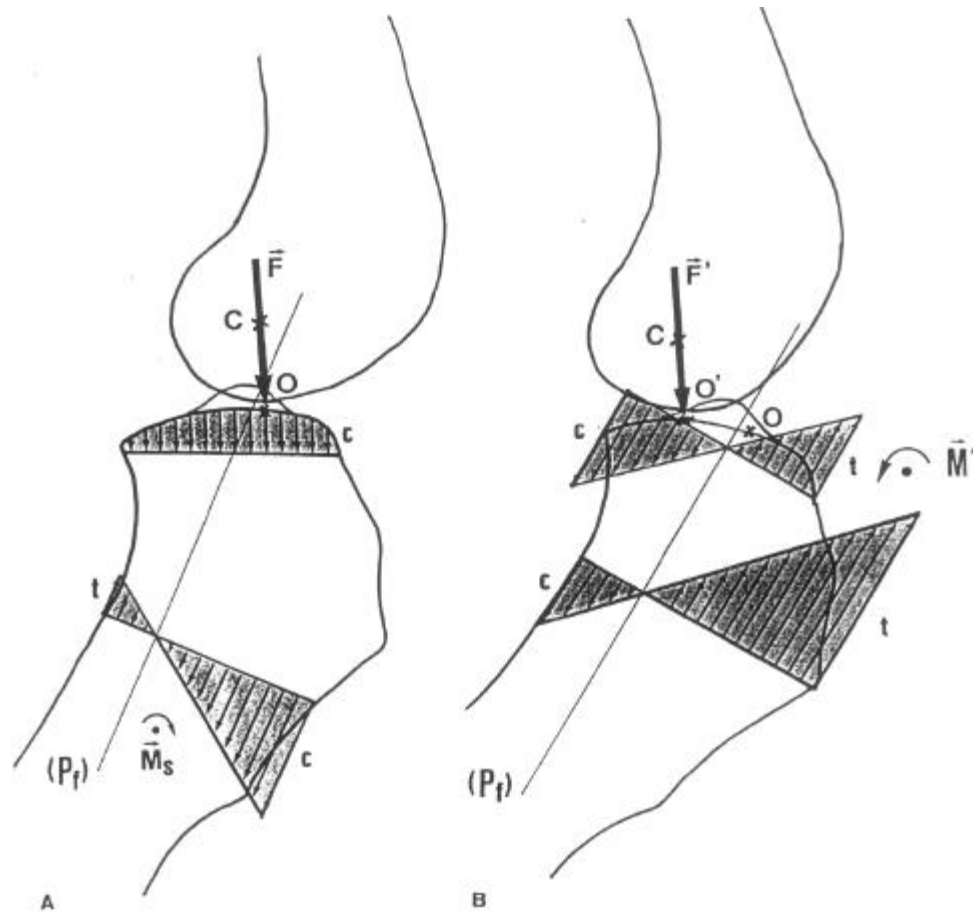


Figure 31 : Conséquences d'une instabilité dans le plan sagittal lors de RLCCr.

- A) Genou normal.
 - B) Genou après RLCCr.
- D'après SAWAYA ⁶².

2.4.2. Modifications dans le plan frontal.

Une atteinte du LCCr s'accompagne, du point de vue fonctionnel, d'une laxité en valgus ^{4, 37}. Le point d'application de la force F va donc se retrouver déplacé vers l'extérieur par rapport à sa position naturelle.

La force \vec{F}' passe alors par le centre théorique de rotation du genou C' situé plus latéral que C . Figure 32

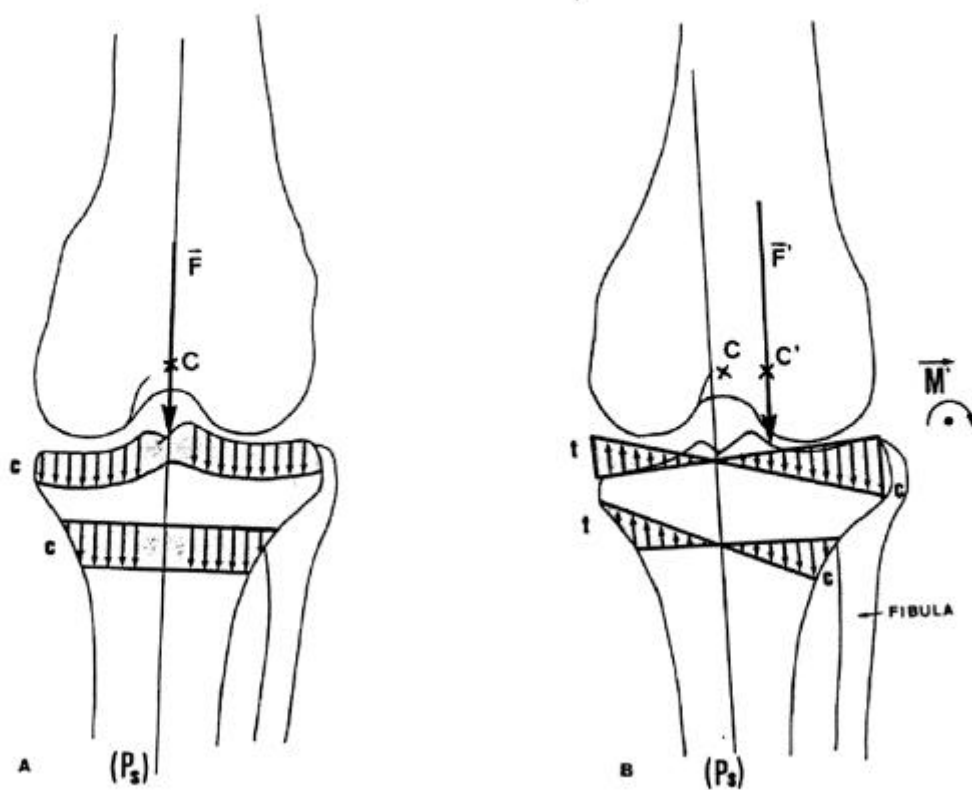


Figure 32: Conséquences d'une instabilité dans le plan frontal lors d'une RLCCr : laxité en valgus. Schéma légèrement exagéré.
D'après SAWAYA⁶².

Pour le genou normal A) le tibia est en léger varus physiologique. \vec{F} se trouve dans le plan neutre P_s . Les contraintes sont donc de type compression pure au niveau des surfaces articulaires et plus en aval sur le tibia.

Pour le genou lors de RLCCr, le centre de rotation O' se trouve décalé latéralement par rapport à Ps. Ceci crée un moment de flexion M . Les contraintes sont alors en traction (t) médialement à Ps et en compression (c) latéralement à Ps. Ceci au niveau des surfaces articulaires et au niveau de la position plus en aval sur le tibia.

2.4.3. Modifications dans le plan horizontal.

La RLCCr est à l'origine d'une instabilité rotationnelle ^{4, 37}. La tendance à la rotation interne du tibia (modifications dans le plan horizontal), associée aux déplacement vers l'avant (modifications dans le plan sagittal) et vers l'extérieur (modifications dans le plan frontal), implique, lors de l'appui, une sollicitation globale en torsion définie par le couple suivant : un moment de torsion agissant vers le bas et vers l'extérieur sur le condyle latéral (M_t^-), auquel s'oppose un moment de torsion agissant vers le haut et médialement sur le condyle médial (M_t^+). Figure 33.

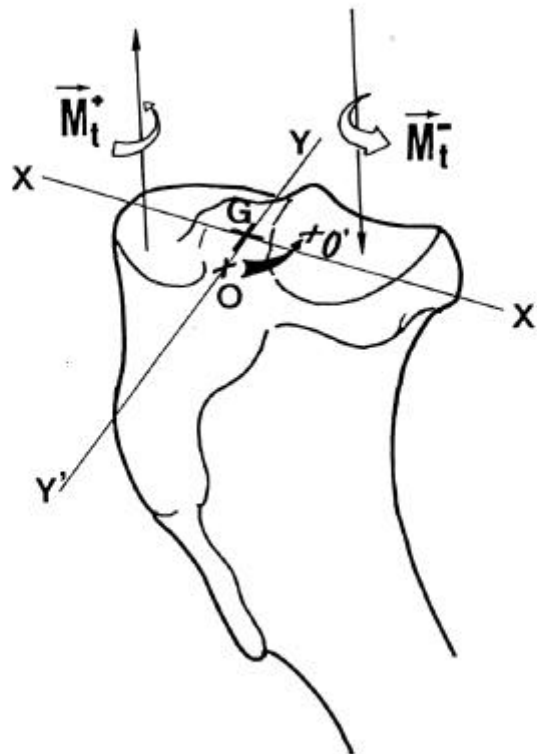


Figure 33 : Conséquences globale d'une rupture de LCCr

G centre de gravité du plateau tibial. XX' et YY' : axes principaux d'inertie. O : point application théorique normal de F. O' : point application de F' après RLCCr
D'après SAWAYA⁶².

Conclusion : Après un travail consistant à trouver un bon modèle pour appliquer les lois de la mécanique, de nombreuses études se sont penchées sur la description des forces s'appliquant au niveau de l'articulation fémoro-tibiale. Ces travaux ont trouvé de multiples applications dans le cadre de la rupture de ligament croisé crânial.

Troisième partie :

**Application des données
biomécaniques dans le
cadre de la rupture de
ligament croisé crânial
chez le chien.**

L'étude de la biomécanique du genou au travers des forces qui s'y appliquent a ouvert un nouvel univers pour les scientifiques. Ainsi l'utilisation de ces nouvelles données a permis d'explorer de nouveaux domaines.

En effet certains ont vu dans l'étude biomécanique du grasset la possibilité d'expliquer les aspects lésionnels observés lors de RLCCr, les chirurgiens orthopédistes, eux, y ont trouvé un moyen de parfaire le pronostic chirurgical suite à une RLCCr, et de comprendre un peu mieux la pathogénie de la RLCCr et ont ensuite développé de nouvelles techniques chirurgicales.

UTILISATION DE LA BIOMECHANIQUE DANS L'ETUDE DES ASPECTS LESIONNELS SUITE A LA RLCCr

Dans la continuité de l'étude des forces s'exerçant au niveau de l'articulation du grasset, SAWAYA a mis au point un protocole expérimental afin de déterminer les contraintes mécaniques pouvant être à l'origine des lésions observées lors de RLCCr. La biomécanique s'avérera pour lui un moyen d'étudier la RLCCr par une approche lésionnelle au niveau des surfaces articulaires.

1. Etude extensométrique de l'articulation en appui quadripédal statique.

SAWAYA, après avoir fait une étude théorique sur le point d'application et l'orientation de la force \mathbf{F}^{61} , a voulu confirmer ses données grâce à une étude expérimentale menée sur des grassets de cadavres⁶⁴.

1.1. Principe de l'étude.

L'étude consiste, grâce à la fixation de capteurs au voisinage du genou, à déterminer la répartition des contraintes et leurs conséquences sur les structures articulaires. Elle est réalisée sur des préparations ostéo-ligamentaires de genoux de chiens soumises à un effort simulant la force résultante trans-articulaire, dans les conditions de l'appui quadripédal statique .

SAWAYA a placé trois jauges d'extensométrie en position latérale, caudale et médiale (Figure 34) de la partie proximale du tibia de grasset de cadavres

Puis par l'intermédiaire d'une presse (Figure 35) il a mis en tension les grassets sains (membres notés « i ») et les grassets dont le LCA avait été au préalable sectionné (membres notés « c »). Une fois le membre en place, la presse est réglée de manière à ce qu'au temps initial l'effort soit nul, et les valeurs des déformations ramenées au zéro. Le membre est alors soumis à un effort croissant jusqu'à la rupture osseuse, ou la désarticulation. Le membre sain est testé. L'essai est identifié par le numéro du chien et l'index « i » (pour intact). Puis le membre privé de son LCCr est mis en charge ; il est caractérisé par l'index « c » (pour cut ou coupé »

Les mesures au niveau des jauges ont permis de mettre en évidence les forces de tractions et de compressions s'exerçant sur l'articulation fémoro-tibiale de chien sain et de chien sans LCCr.

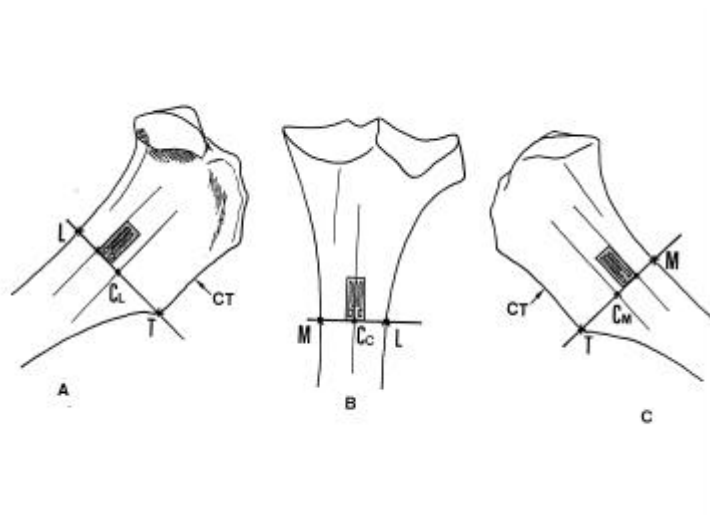


Figure 34 : Détermination de l'emplacement des jauges.

Vues latérale (A), caudale (B), et médiale (C) de l'extrémité proximale du tibia de chien. La crête tibiale (CT) est très marquée chez le chien. A partir de son point culminant distal T, on projette au crayon, et de part et d'autre, les perpendiculaires aux bords correspondants. Les deux points obtenus, L (Latéral) et M (Médial) sont joignables sur la face caudale de l'os. On détermine les milieux de chaque segment, CL, Cc et CM. La jauge latérale et médiale sont collées de façon à ce que leur bord postérieur se superpose aux médiatrices des segments LC_L et MC_M.

D'après SAWAYA ⁶².

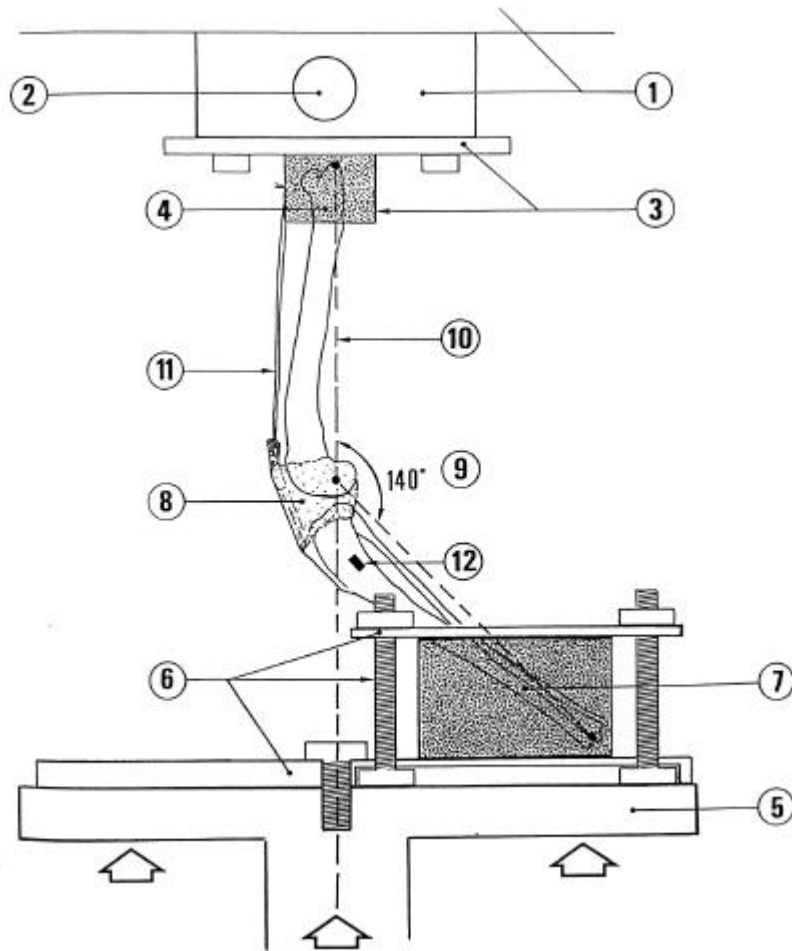


Figure 35 : Schéma du dispositif expérimental.

Partie supérieure : 1) Partie supérieure de la presse. 2) capteur de pression. 3) Système d'adaptation du fémur : tube rectangulaire creux en acier soudé à une plaque rectangulaire. 4= Extrémité proximale du fémur encastrée dans un bloc de plâtre.

Partie inférieure : 5) Plateau de la presse. 6) Dispositif de fixation du tibia. 7) La moitié distale du tibia est encastrée dans du plâtre.

Partie libre : 8) Articulation du genou complète. 9) Angle fémoro-tibial caudal. 10) Axe du fémur et de la presse. 11) Fil métallique maintenant la capsule en tension. 12) Jauge d'extensométrie.

D'après SAWAYA⁶².

1.2. Résultats.

L'analyse concernait l'évolution des microdéformations pour des valeurs **F** comprises entre 0 et 50 daN développée par la presse.

1.2.1. Membres intacts.

Pour les membres « i », la répartition des contraintes semble bien caractériser « l'état normal » de l'appui quadrupédal statique chez le chien. La face caudale est sollicitée en traction, les faces latérales et médiales, sous les condyles, en compression. Les déformations de la jauge caudale sont les conséquences du moment de flexion sagittale caudo-crâniale créé par l'application de **F** sur le plateau tibial. Les déformations des jauges latérales et médiales étant toutes deux de nature compressive, on peut en conclure que la force **F** s'exerce dans le plan neutre sagittal. (Figure 36).

1.2.2. Membres dont le LCCr a été sectionné.

Pour les membres « c », il est observé l'apparition dans le plan frontal d'un moment de flexion qui est la conséquence du déplacement du point d'application de **F** par rapport au plan neutre sagittal. En majorité, ce déplacement se réalise du côté latéral, traduisant l'effet d'une instabilité en valgus, ce qui confirme les observations¹⁷ et les résultats expérimentaux^{34, 36, 79}.

Dans le plan sagittal, la perte du LCA entraîne une subluxation tibiale antérieure qui théoriquement aboutirait à un recul de **F** par rapport à sa position normale. Ce recul devrait impliquer une inversion des contraintes caudales qui devraient se faire alors en compression. (Figure 31)⁶¹. Cependant les études extensométriques réalisées ont montré que la jauge caudale est toujours sollicitée en traction. Les résultats de l'étude de SAWAYA sur les surfaces de contact articulaires (SCA) fémoro-tibiales avant et après section du LCCr chez le chien à l'appui, permettent d'expliquer cet état de fait⁶³.

Dans le plan horizontal les sollicitations, se font selon un mouvement de torsion dirigée vers l'avant, le bas et latéralement. Ceci relate de l'instabilité rotatoire dû à la RLCCr.

La figure 37 récapitule les résultats observés et montrent les contraintes appliquées au niveau du tibia.

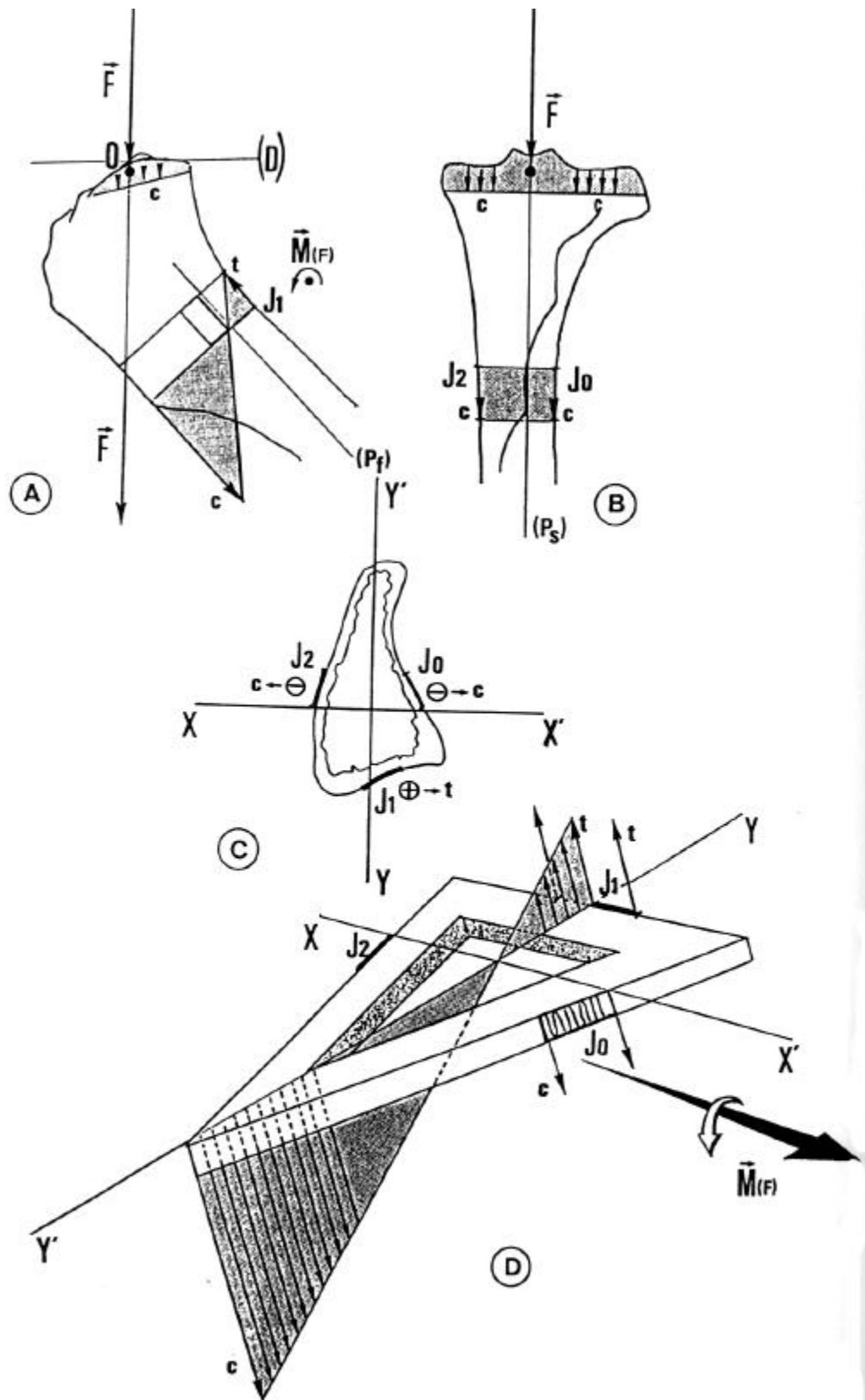


Figure 36 : Légendes page suivante

Figure 36 : Interprétation des résultats des essais « i »

A) Dans le plan sagittal. F est pratiquement perpendiculaire à la tangente (D) au point d'application O. Les contraintes en compression pure prédominent sur les condyles tibiaux. Au niveau des jauges, F agit en avant du plan neutre frontal (Pf), elle crée un moment de flexion M_f d'où les contraintes en traction sur la jauge caudale.

B) Dans le plan frontal, l'action De F se situe dans le plan neutre sagittal (Ps), d'où des contraintes en compression sur les surfaces articulaires et sur les jauges latérale et médiale.

C) Représentation des résultats sur une coupe transversale.

D) Représentation selon le modèle théorique d'une poutre creuse au niveau d'une tranche de section passant par les jauges.

J0 : jauge latérale ; J1 = jauge caudale ; J2 = jauge médiale. XX' et YY' = axes principaux d'inertie. t = contraintes en traction, c en compression. + et - signe des déformations enregistrées par les jauges.

D'après SAWAYA⁶².

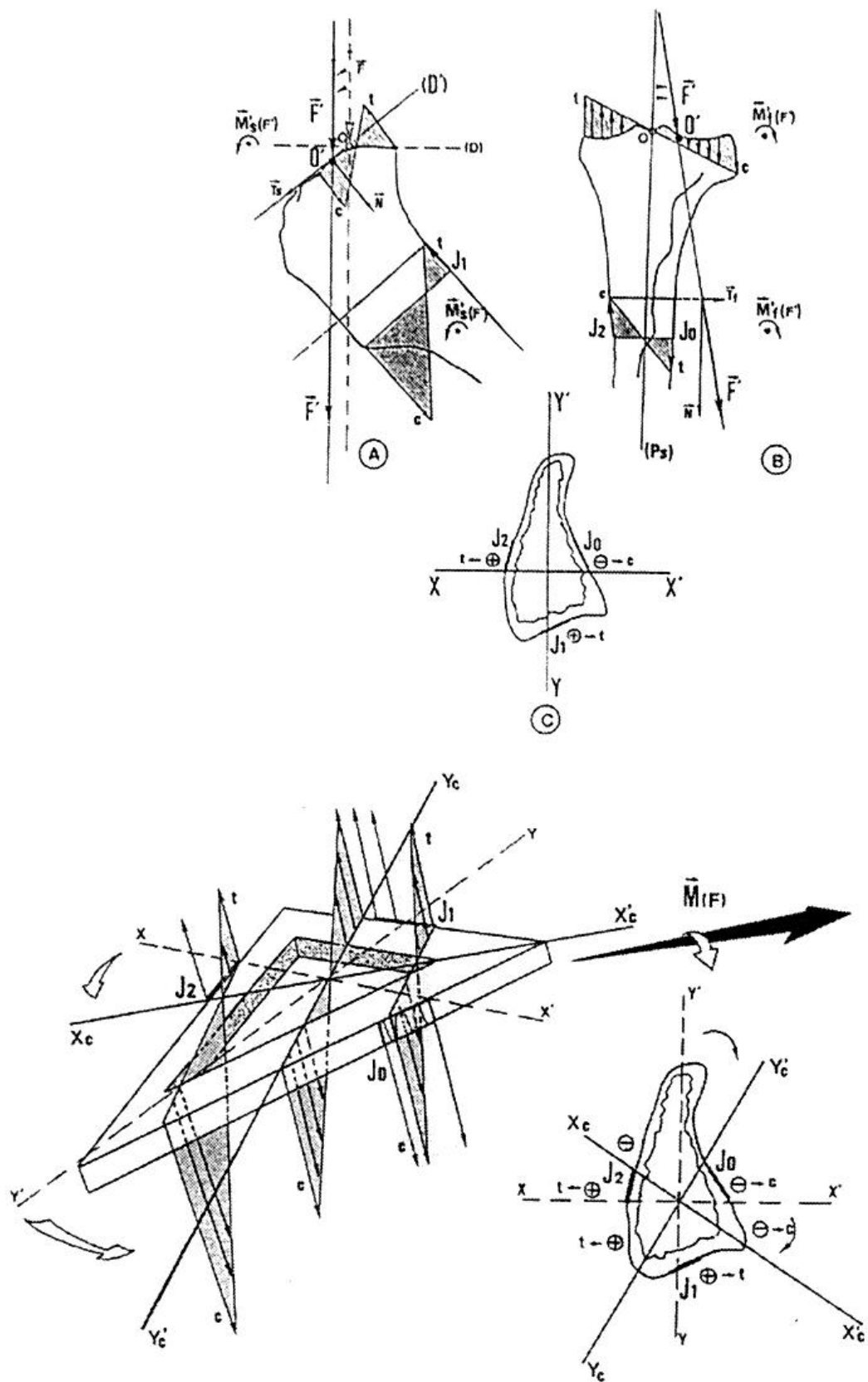


Figure 37 :Légendes page suivante

Figure 37 : interprétation des résultats des essais « c »

A) Dans le plan sagittal : Le nouvel effort F est décalé sur la pente crâniale des surfaces articulaires. Il s'applique en O' et n'est plus perpendiculaire à la tangente (D') aux condyles. Son action à ce niveau, se décompose en un effort compressif N , et un effort de cisaillement T_s assez important. D'où l'apparition d'un moment de flexion sur le plateau tibial, mettant en tension les structures articulaires caudales, et comprimant les formation crâniales. Au niveau des jauges, l'action de F' se trouve encore plus reportée vers l'avant avec toujours des contraintes de flexion sur la face caudale.

B) Dans le plan frontal, le déplacement latéral de l'effort (exagéré ici pour la clarté du schéma) implique l'apparition d'un effort de cisaillement T_f et crée un moment de Flexion M_f par rapport au plan neutre sagittal (P_s). Les structures articulaires et la jauge médiale sont soumises à des contraintes en traction, alors que leurs homologues latéraux sont soumises à des compressions.

C) Représentation des résultats sur une coupe transversale .

D) Représentation selon le modèle théorique d'une poutre creuse.

D'après SAWAYA⁶².

2. Etude extensométrique de la phase d'appui de la marche

Après l'étude expérimentale en position quadripédal statique, SAWAYA a réalisé une autre étude mais cette fois en s'intéressant aux contraintes exercées au niveau articulaire lors de la phase d'appui du chien.

2.1 Principe de l'étude

Pour réaliser cette étude quatre conditions devaient être réunies :

- la possibilité de réaliser les mesures sur le même membre pour chaque stade de l'appui.
- la possibilité de modifier la mise en charge du genou en fonction de la position des rayons osseux correspondant à chaque stade de l'appui.
- la possibilité de comparer l'état stable et l'état instable sur le même membre.
- La possibilité de maintenir une charge constante pour chaque position étudiée.

La presse utilisée pour l'appui quadripédal statique reste inadaptée à ces conditions. En effet, comme la partie supérieure de la presse est fixe, il n'est pas possible de modifier la position de l'articulation par rapport à celle du point d'appui au sol. D'où la nécessité d'un nouveau montage (Figure 38).

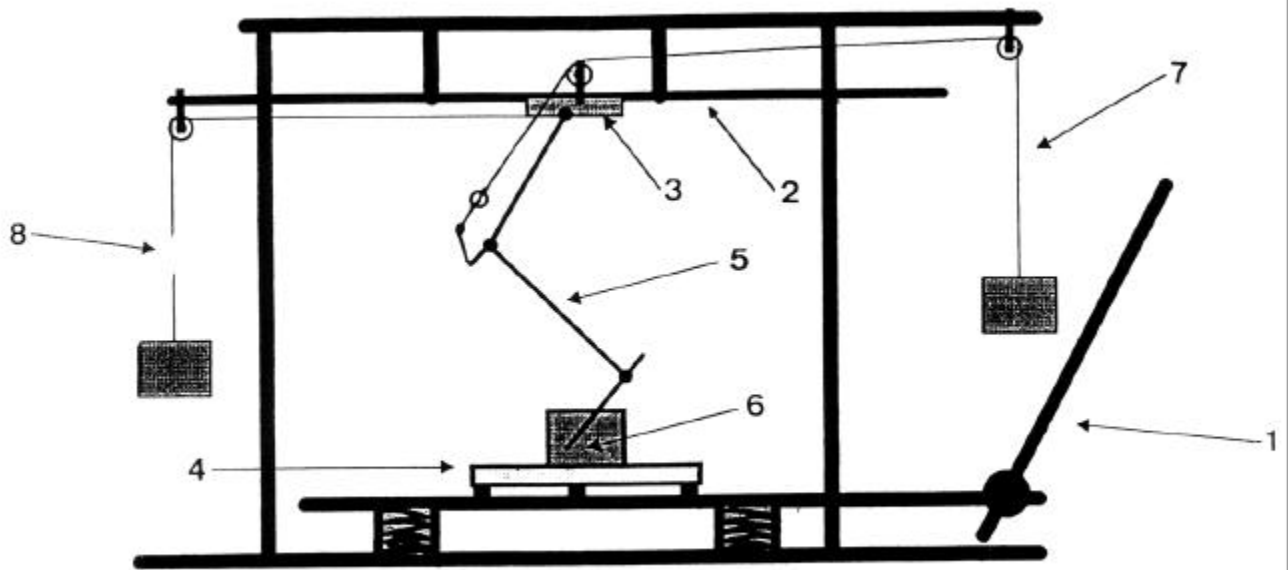


Figure 38 : Schéma du montage

- 1 : Engin de levage : permet de simuler les efforts fléchisseurs du genou.
 - 2 : Glissière du système de guidage ;
 - 3 : Chariot du système de guidage. Il se déplace le long de la glissière. Il porte l'articulation de la hanche du membre ;
 - 4 : Pèse-personne. Il joue le rôle de « plate-forme de force statique », et donne la valeur de la composante normale de la réaction du sol au point d'appui.
 - 5 : Préparation ostéo-ligamentaire de membre pelvien de chien.
 - 6 : Pied du membre inclus dans un moule de ciment.
 - 7 : Câble de traction sur le tendon du quadriceps fémoral.
 - 8 : Charge équilibrant la force qui tend à tirer le chariot vers l'arrière du fait de la continuation du câble de traction sur le quadriceps au-delà de l'os coxal.
- D'après SAWAYA⁶².

2.2. Résultats

Les trois moments de la phase d'appui étudiés sont le soutènement, l'amortissement et la propulsion. A chacune de ces étapes les valeurs des jauges ont été enregistrées.

2.2.1. Les membres sains.

Le sens et l'orientation des contraintes latérale, médiale et caudale suggèrent que, lors de la marche, la sollicitation de l'extrémité articulaire proximale du tibia est essentiellement composée d'une flexion dans le plan sagittal, d'une flexion dans le plan frontal et d'une torsion externe.

2.2.2. Les membres privés de LCCr

Tout d'abord la mise en charge importante dans l'étude fait que la sollicitation globale de l'extrémité proximale du tibia reste comparable à ce qui a été décrit sur le membre intact.

Dans le plan sagittal, il y a une augmentation des contraintes en cisaillement. Les contraintes en tension sur la face caudale sont diminuées quand la mise en charge est importante, ce qui pourrait indiquer une tendance à l'inversion du sens du moment de flexion sagittale du fait d'un important tiroir crânial.

La perte du LCCr entraîne une nette tendance au valgus du tibia par rapport au fémur, qui se traduit par une augmentation sensible des contraintes en compression du côté latéral, et des contraintes en tension côté médial.

En conclusion, les sollicitations anormales des structures articulaires sont comparables à celles décrites lors de l'étude en appui quadripédal statique.

3. Synthèses des résultats et interprétation des lésions lors de RLCCr.

Les résultats des études biomécaniques menées grâce à l'extensométrie montrent que les structures du compartiment latéral du genou sont particulièrement sollicitées.

Dans le plan frontal : Sur les membres privés de LCCr, la déviation latérale de F comprime le ménisque et le cartilage articulaire latéraux et décharge le condyle médial et accentue les

tractions sur les structures ligamentaires médiales, en particulier les fibres caudales du ligament collatéral médial, et le point d'angle caudo-médial. Ces deux derniers sont particulièrement atteints lors de RLCCr. La diminution des contraintes compressives physiologiques semble également favoriser l'arthrose du condyle médial.

Dans le plan sagittal : Le report crânial de F tend à augmenter de façon anormale la pression sur la partie crâniale du ménisque et du cartilage articulaire latéraux et à augmenter la tension sur les structures caudales qui limitent l'avancement du fémur par rapport au tibia, en particulier la bande postérieure du LCCd.

Les aspects lésionnels sont représentés avec les contraintes correspondantes sur les schémas 39 et 40.

Conclusions sur les aspects lésionnels lors de RLCCr.

Les contraintes au niveau du compartiment médial dans les trois plans de l'espace expliquent les lésions fréquentes des structures capsulo-ligamentaires médiales et caudo-médiales sollicitées excessivement en tension et torsion externe.

Les lésions de type chronique qui peuvent être décrites concernant le ménisque latéral, peuvent être essentiellement le fait de la répétition des contraintes importantes en compression et en cisaillement à chaque cycle d'un pas. Du fait de la subluxation tibiale antérieure, et de l'instabilité en valgus, ces contraintes s'exercent selon une direction et sur une zone inhabituelles.

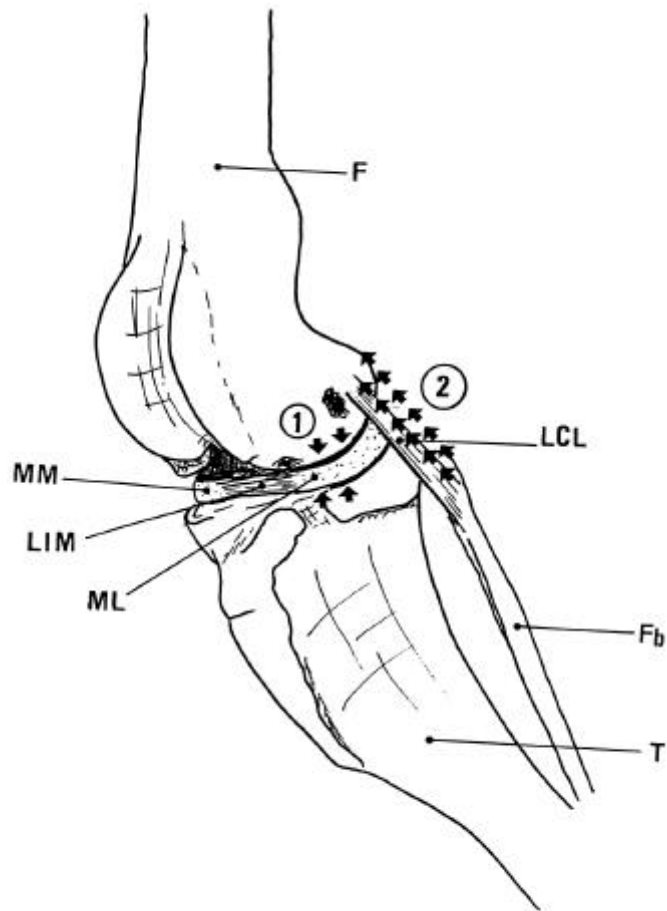


Figure 39: Conséquences des sollicitations mécaniques sur les formations articulaires après rupture du LCCr.

Vue crânio-latérale de l'articulation du genou du chien, LCCr sectionné et capsule enlevée

1) Compression anormale du cartilage articulaire et du ménisque latéral en région crâniale du condyle.

2) Accentuation des tractions sur le LCL et le point d'angle caudo-latéral de la capsule articulaire.

F= fémur ; T= Tibia ; Fb= Fibula ; LCL= Ligament collatéral latéral ; ML= Ménisque latéral ; LIM= Ligament interméniscal ; MM= Ménisque médial.

D'après SAWAYA⁶².

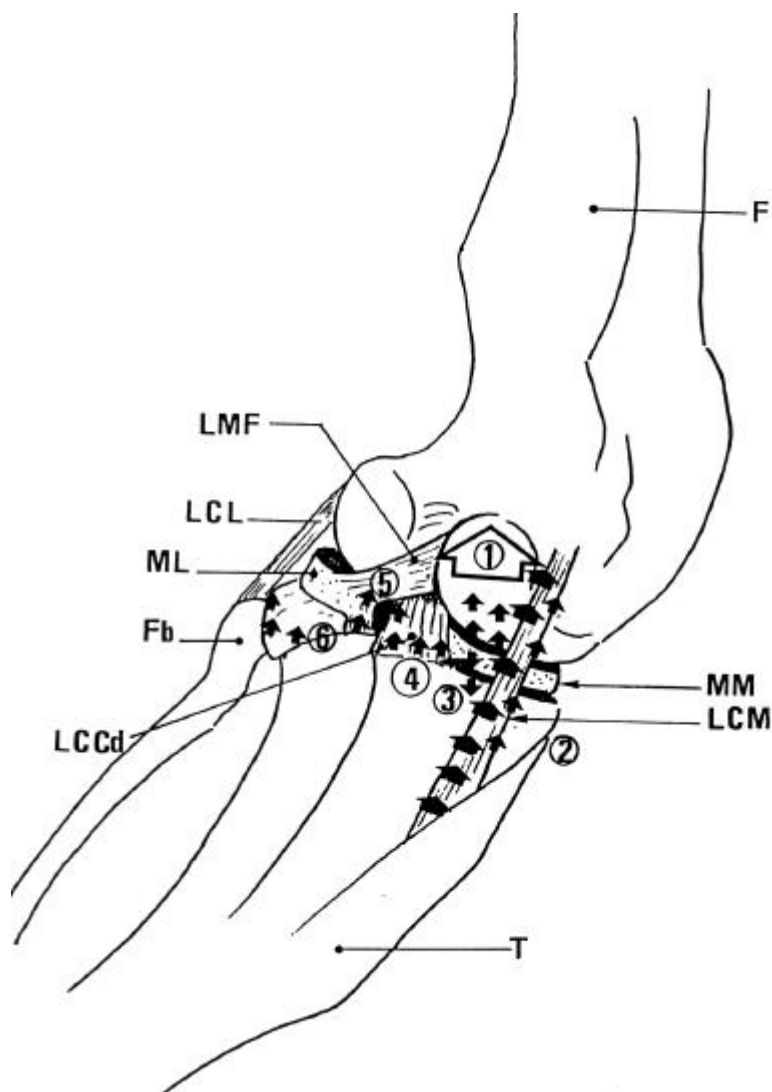


Figure 40: Conséquences des sollicitations mécaniques sur les formations articulaires après rupture du LCCr.

Vue médio-caudale de l'articulation du genou du chien, LCCr sectionné et capsule enlevée.

Sollicitations favorisant le développement et l'évolution de l'arthrose des formations médiales . Décharge de la partie caudale du condyle médiale (1), accentuation des tensions sur les fibres caudales du LCM (2) et sur le point d'angle caudo-médial, zone d'adhérence de la capsule au MM (3).

Sollicitations pouvant provoquer des lésions de type chroniques des structures latérales : efforts inhabituels accrus sur la bande caudale du LCCd (4), les insertions caudales de la capsule articulaire (5), et sur l'attache tibiale du ML qui, du fait de l'instabilité rotationnelle, se trouve déplacé et comprimé vers l'avant et latéralement.

D'après SAWAYA⁶².

APPLICATION DES DONNEES BIOMECHANQUES A LA THERAPEUTIQUE DE LA RLCCr : ASPECT CHIRURGICAL.

Comme nous l'avons vu la biomécanique s'est avéré un outil intéressant pour un anatomiste afin d'étudier les forces s'exerçant au niveau de l'articulation et de ce fait trouver des explications aux lésions observées lors de RLCCr. Les chirurgiens orthopédistes, eux, se sont penchés dans un premier temps sur le pronostic d'une intervention chirurgicale réparatrice lors de RLCCr, puis dans la lignée des travaux de SLOCUM, ils se sont penchés d'une part sur l'étude de la pathogénie de la RLCCr et d'autre part sur le développement de nouvelles techniques chirurgicales.

1. Application de l'étude du C.I.R. et de la vitesse.

La cinétique, comme nous l'avons vu, est une composante de la biomécanique. Certains auteurs ont pensé que cette cinétique pourrait être un outil pour juger de l'efficacité d'une intervention réparatrice du LCCr.

1.1. Utilisation du C.I.R. pour les diagnostics difficiles de RLCCr.

Dans un premier temps les orthopédistes ont analysé le C.I.R. dans le but de parfaire le diagnostic de RLCCr surtout lorsque celui-ci s'avère difficile ; c'est à dire pour des animaux présentant des commémoratifs de RLCCr (apparition subite, cri ...), un état clinique d'une RLCCr (boiterie, douleur à l'hyperextension ...) mais sur lesquels le signe du tiroir antérieur est difficilement mis en évidence même sous tranquillisation ou anesthésie générale.

Or les études ^{3, 30} ont montré que le C.I.R. et la direction vectorielle peuvent ne pas être modifiés alors qu'il existe bel et bien une RLCCr observée lors d'une arthrotomie.

ARNOCZKY³ sur une série de membre postérieur, avait au préalable sectionné le LCCr puis il a étudié le C.I.R. et la vélocité. L'étude a montré aucune modification pour aucun genou de la position du C.I.R. et de la direction de la vélocité.

L'étude du C.I.R. reste donc sans intérêt dans le cas du diagnostic de la RLCCr car celle-ci ne révèle que la possibilité de glissement du genou. Or une rupture de LCA n'entrave pas cette propriété mais au contraire l'augmente même (le signe de tiroir étant seulement un mouvement de glissement amplifié).

1.2. Utilisation du C.I.R. pour le pronostic post chirurgical des réparations du LCCr

Les études d'ARNOCZKY³ et de FONTAINE³⁰ ont toutes les deux montré que l'étude du C.I.R. ne présentait aucun intérêt dans le cas de diagnostic difficile (animaux musclé, absence de signe de tiroir même sous anesthésie générale) de rupture de ligament croisé.

Cependant selon les deux auteurs cette étude biomécanique de l'articulation se révèle intéressante pour le pronostic de toute réparation chirurgicale visant à rétablir une mécanique articulaire normale. Ainsi en post opératoire il est possible d'étudier la direction du vecteur vélocité et alors envisager des éventuelles forces de compression et de cisaillement au niveau du tibia. Il en découlera alors des lésions d'arthrose si les modifications sont trop importantes. Le pronostic sera alors plus nuancé lorsque la nouvelle direction vectorielle de la vélocité est moins tangente au plateau tibial. Les forces de frottement lors du glissement engendreront des lésions arthrosiques.

L'étude de la cinétique du genou par le biais du C.I.R et de la vélocité semble donc avoir un intérêt dans le pronostic post-chirurgical. Pourtant les travaux d'ARNOCZKY³ et de FONTAINE³⁰ n'ont pas donné suite à de nouvelles publications. En effet d'autres critères semblent plus importants pour juger du succès de l'intervention chirurgicale : pose du membre, degré de boiterie, persistance du tiroir antérieur, intégrité du matériel de substitution ou encore la satisfaction des propriétaires. Des travaux sur plateau de forces ont aussi été utilisés^{1, 12, 18, 36}.

2. Utilisation de la biomécanique dans l'étiopathogénie de la RLCCr et développement de nouvelles techniques chirurgicales.

La rupture du LCCr chez le chien semble être une des affections dominantes du genou. De nombreuses techniques chirurgicales ont été décrites pour rétablir la stabilité de l'articulation. Cette multitude de traitements est la preuve que les orthopédistes n'ont pas trouvé de technique idéale. En effet même dans les mains des chirurgiens les plus expérimentés le pourcentage de succès est voisin de 90%. L'étude de la biomécanique, et en particulier l'étude de la poussée tibiale crâniale, a permis d'une part de comprendre un peu mieux les 10% d'échecs observés et d'autre part de mettre au point une nouvelle série de traitement chirurgicaux.

2.1. Historique et principe des traitements chirurgicaux

2.1.1. Méthodes intraarticulaires

Les premières méthodes décrites furent intraarticulaires avec la plastie ligamentaire décrite par Paatsama⁵⁴. En 1961 Leighton utilise un transplant cutané⁴⁷. Cette méthode fut modifiée par Puget et Cazieux en 1964⁴⁷. Puis de nombreux matériaux ont été utilisés avec plus ou moins de succès^{65, 9}. Puis des méthodes de transplantation tendineuse furent décrites^{22, 31}. En 1979, Arnoczky décrit une méthode de plastie ligamentaire faisant appel à un fragment du ligament tibio-rotulien et au fascia lata : la méthode « over the top »^{2, 5}. Plus tard cette dernière techniques fut reprise avec quelques modifications^{25, 36, 34}. En 1984 Dickel décrit une autre technique- Plastie du ligament croisé antérieur par un lambeau de fascia lata et une portion du ligament tibio-rotulien²¹.

2.1.2. Méthodes extraarticulaires

Quand on s'aperçut que les résultats des techniques intraarticulaires étaient aléatoires, des techniques extraarticulaires furent développées. Mais les résultats furent aussi très variables. Ainsi de nombreuses techniques furent décrites dans le but de restaurer une fonction locomotrice normale chez le chien (1970 DeAngelis-Imbrication latérale du rétinacle

²³, 1971 Slocum- Transposition de la tête fibulaire ⁷⁰, 1973 Hohn- Capsulloraphie postérieure ^{39, 40}, 1975 Flo- Modification de la technique d'imbrication latérale du rétinacle par suture de la fabelle à la crête tibiale ²⁹, 1984 Smith- transposition de la tête fibulaire ⁷⁰.

2.2. Limites des techniques chirurgicales traditionnelles

Le but des techniques intraarticulaires était de mettre en place un substitut du LCCr qui joue le rôle du ligament LCCr pour éliminer le tiroir antérieur et tendre à une récupération totale de la locomotion.

L'objectif des techniques extraarticulaires était la disparition du tiroir antérieur même si on doit sacrifier une partie de la fonction locomotrice. On suppose que l'élimination du tiroir stabilisera le genou et à terme la fonction locomotrice sera restituée. Le taux d'échec de toutes ces techniques réside dans le fait que les patients ne retrouvaient pas leur aptitudes locomotrices initiales.

Toutefois, que la technique soit intra ou extraarticulaire, il n'est pas rare d'observer des échecs des réparations chirurgicales. Plusieurs explications furent alors avancées.

- Des données biologiques : La mauvaise vascularisation du ligament crânial serait à l'origine de sa mauvaise cicatrisation.

- Des données biomécaniques : Les travaux de SLOCUM ^{66, 67, 68, 69} ont mis en évidence qu'il existe une force de poussée tibiale qui est antagonisée par le LCCr. Ainsi il en déduit qu'une poussée tibiale crâniale trop forte pourrait être à l'origine de la rupture partielle ou totale du LCCr. De plus, l'inclinaison du plateau tibial influence la force de la poussée tibiale crâniale. Les échecs chirurgicaux sur certains chiens pourraient alors venir d'une trop forte poussée tibiale crâniale détruisant alors la plastie chirurgicale effectuée.

C'est à partir de cette dernière réflexion que SLOCUM a envisagé un nouveau type de traitement chirurgical de la rupture du ligament croisé antérieur chez le chien.

2.3. Nouvelles techniques chirurgicales prenant en compte la biomécanique du genou.

2.3.1. Principe des nouveaux traitements chirurgicaux

L'idée à l'origine des nouveaux traitements chirurgicaux de la RLCA repose sur la neutralisation de la poussée tibiale. La composante tangentielle décrite par SAWAYA doit donc être éliminée et la « *Bone-on-Bone Force* » ne comporte plus qu'une composante compressive. Pour illustrer ce principe de base SLOCUM utilise une analogie avec un wagon retenu par une ficelle sur une pente inclinée et sur un sol plat. (Figure 41).

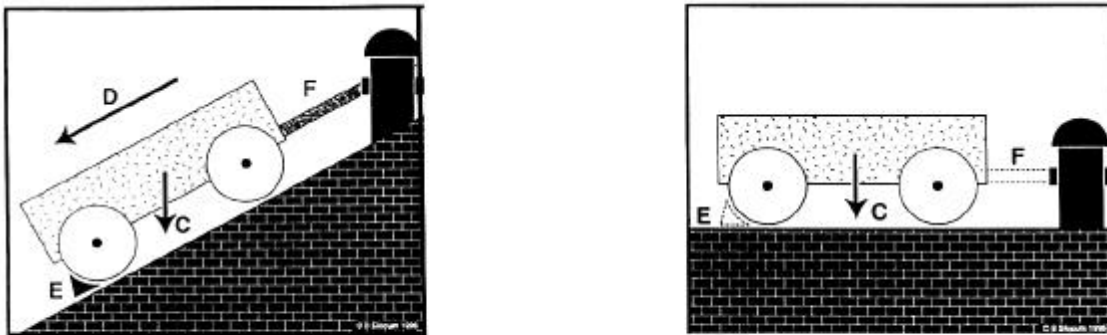


Figure 41 : Schématisation de l'élimination de la pente tibiale.

Le wagon représente les condyles fémoraux et la surface inclinée le plateau tibial.

F représente le LCCr et E le ménisque médial.

C représente le poids de l'animal

D représente la poussée tibiale crâniale.

D'après SLOCUM⁶⁹.

Lorsque le wagon est sur une surface plane la force D n'existe plus et la tension sur la ficelle F est minime. Ainsi pour passer du premier schéma au deuxième et éliminer la force D et la tension sur la ficelle, il suffit de modifier l'inclinaison du sol.

Par analogie SLOCUM affirme qu'il suffit de modifier l'inclinaison du plateau tibial pour éliminer la poussée tibiale crâniale à l'origine de la RLCCr.

L'élimination de la poussée tibiale crâniale est à la base des traitements chirurgicaux décrits ensuite.

2.3.2. Les techniques chirurgicales

2.3.2.1. La technique de base de SLOCUM : l'ostectomie cunéiforme du tibia proximal.

Il s'agit de la première technique décrite par SLOCUM dans le but d'éliminer la poussée tibiale crâniale.

Description de la technique chirurgicale

C'est en 1984 que SLOCUM décrit pour la première fois en chirurgie vétérinaire la technique d'ostectomie tibiale pour le traitement de RLCCr chez le chien⁶⁸. Le but du traitement consiste à modifier l'inclinaison du plateau tibial pour que lors de la mise en charge du poids de l'animal la poussée tibiale crâniale soit éliminée et que les forces s'exerçant sur le plateau tibial soient uniquement d'une nature compressive.

Cette technique a été effectuée sur 19 grassetts (17 chiens) avec des ruptures ligamentaires. 18 de ces chiens avaient un test de compression tibial positif et un mouvement de tiroir antérieur. 16 des 19 grassetts avaient des signes de lésions méniscales à la manipulation du grasset (craquements).

Un travail préopératoire est effectué pour calculer la valeur de l'inclinaison du plateau tibial et ainsi déterminer l'angle d'ostectomie à respecter (cf calcul de l'angle d'inclinaison du plateau tibial dans la deuxième partie).

Chaque chien a été anesthésié et préparé pour une intervention aseptique. Une incision cutanée craniomédiale est réalisée au niveau du tiers distal du fémur jusqu'à mi tibia. Une

arthrotomie médiale est réalisée et la rotule est luxée latéralement. Les ménisques sont inspectés et une ménisectomie est réalisée si nécessaire. Puis l'ostectomie tibiale est préparée. Les insertions du gracile et du semitendineux sont désinsérés du tibia. Deux mèches de deux millimètres de diamètre sont utilisés ainsi qu'une plaque trouée en acier calibrée portant une encoche pour l'ostectomie. La plaque calibrée est placée en position médiale sur le tibia et maintenue en place grâce aux deux mèches placées en position proximale et distale (photo 1). Puis un guide pour l'ostectomie est positionné au dessus de la plaque et maintenue à l'aide des deux mèches (photo 2). A l'aide d'une scie on réalise le premier trait d'ostectomie grâce à l'encoche du guide (photo 3). Ensuite le guide est retiré et tourné de 180° pour que le deuxième trait d'ostectomie soit réalisé (photo 4). La plaque et le guide sont retirés et l'ostectomie est terminée. Une plaque à compression dynamique de 5 trous est apposée et fixée grâce aux trous préforés.

Une greffe d'os spongieux est réalisée latéralement et caudalement au site d'ostectomie.

Après avoir neutralisé la poussée tibiale crâniale, une méthode chirurgicale de stabilisation du tiroir est alors effectuée.

La fin de l'intervention s'effectue de manière habituelle.

La photo 5 montre la radio pré et post opératoire. Il faut noter l'élimination de l'inclinaison du plateau tibial obtenue sur la deuxième radio par rapport à la première.

Résultats

Le suivi postopératoire clinique et radiologique est évalué durant 6 semaines pour 19 grassets, 6 mois pour 14 grassets, 12 mois pour 9 grassets et 23 mois pour un cas.

A 6 semaines, on observe des signes de cicatrisation pour 15 ostectomies. Dix des chiens utilisaient légèrement leur membre opéré. Le signe du tiroir était absent pour 15 cas.

A 6 mois post opératoires 11 des 14 chiens avaient une récupération de 100% d'un point de vue clinique avec une absence de tiroir. L'évaluation radiographique ne montre aucune progression des lésions d'arthrose depuis la stabilisation de l'articulation.

Deux chiens avaient une légère boiterie persistante mais ils avaient subi auparavant une technique chirurgicale de réparation du LCCr infructueuse.

Un chien avait des difficultés à courir, sauter ou monter les escaliers. Le chien était extrêmement obèse et après traitement aux corticoides la radiographie a révélé une ostéoporose et une non union du site d'ostectomie.

A 12 mois, 9 des 9 chiens présentés, présentaient une récupération clinique de 100% avec absence de tiroir antérieur et aucune progression de l'arthrose.

Le seul chien évalué à 23 mois avait 100% de récupération et avait même sollicité très fortement son membre opéré lorsqu'il avait été atteint de spondylodiscite au niveau de L7 .

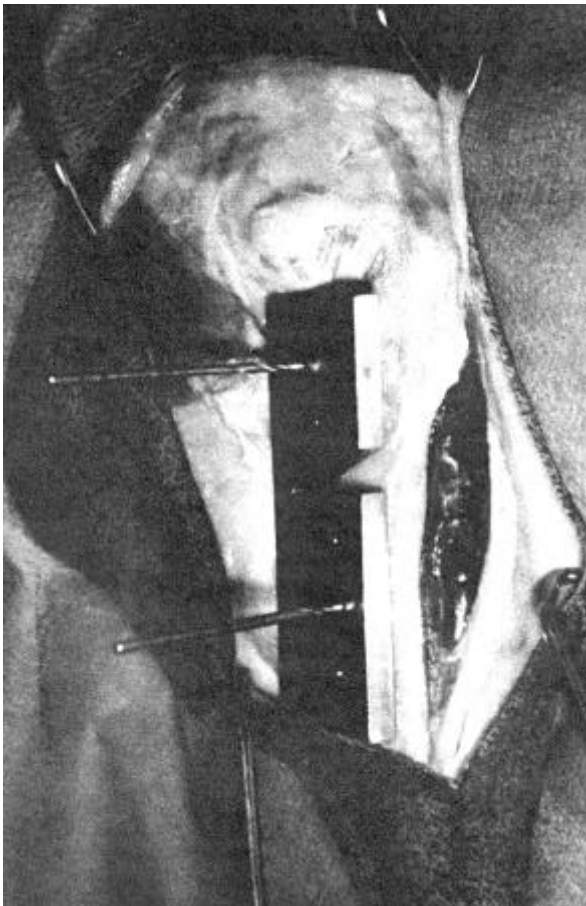


Photo 1

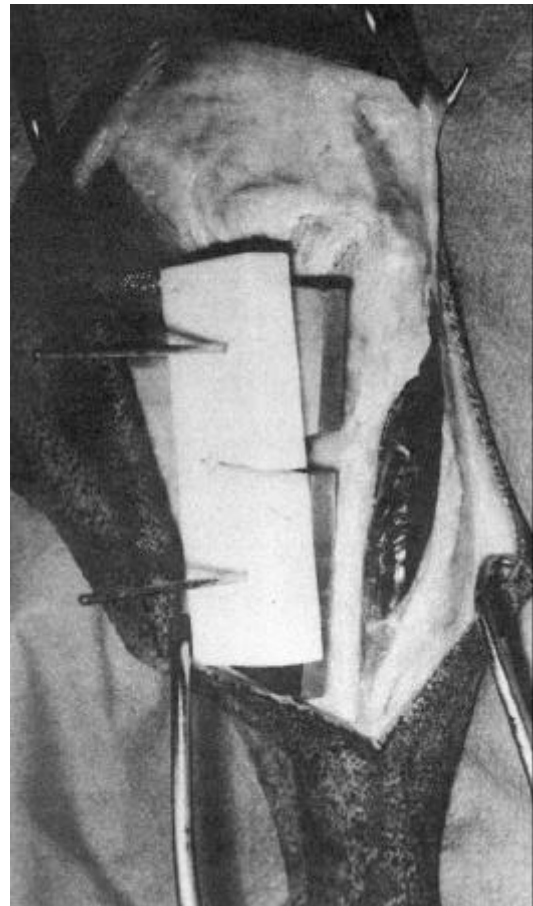


Photo 2

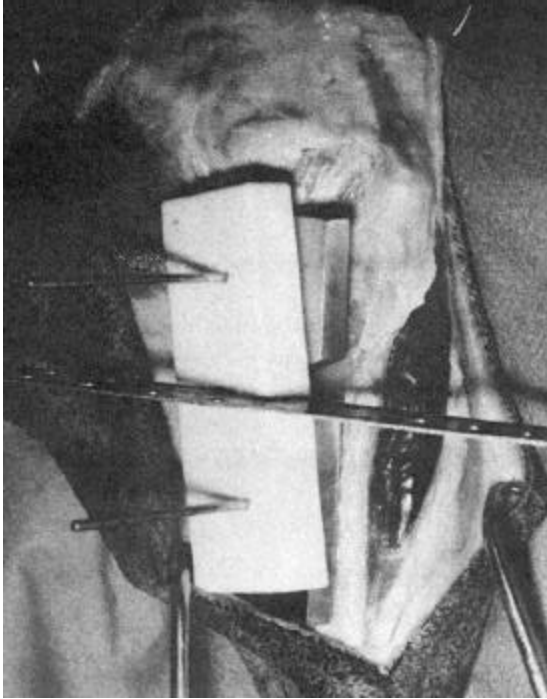


Photo 3

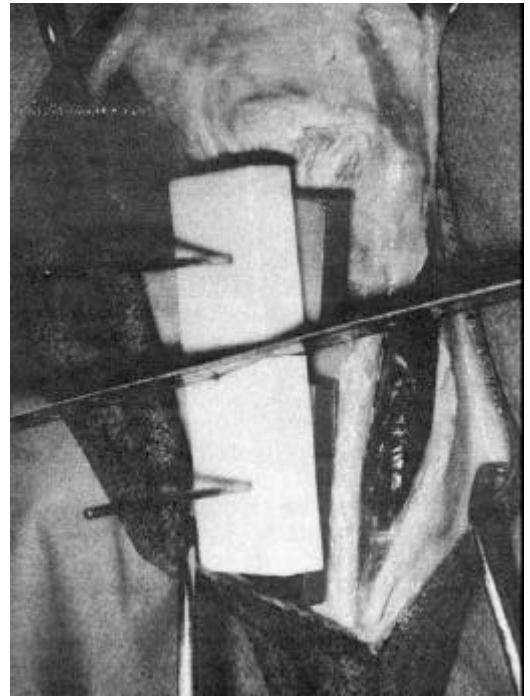


Photo 4

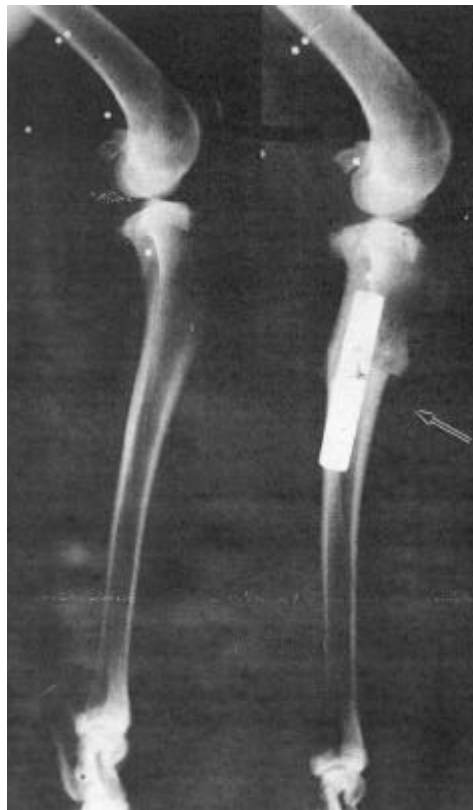


Photo 5

Une autre étude parue en 2000 donne les résultats sur 91 chiens avec 122 cas (31 chiens ayant eu une ostectomie bilatérale). Ainsi WATT ⁷⁵ avance 58% d'excellents résultats, 28% de bons résultats, 12% de résultats moyens et 2% de mauvais résultats. L'appréciation a été réalisé en fonction de la qualité de locomotion de l'animal. Il a noté comme complication : un cas de rupture d'implant et 4 cas de fracture de tibia.

Cette technique chirurgicale fut l'une des premières à être utilisé pour traiter la RLCCr en faisant varier l'angle d'inclinaison du plateau tibial. Alors que certains auteurs se sont ensuite tournés vers d'autres techniques, d'autres comme WATT en souligne les avantages en continuant de l'utiliser. Ainsi pour lui cette technique est relativement aisée, sans trop de dissection des tissus mous. De plus l'équipement nécessaire pour effectuer cette technique n'est pas spécifique et est détenu par la majorité des chirurgiens orthopédistes. Les résultats sont comparables à ceux obtenus avec les techniques développées ultérieurement.

2.3.2.2. L'ostéotomie de nivellement du plateau tibial de SLOCUM (O.N.P.T.) « tibial plateau leveling osteotomy (T.P.L.O.)

Description de la technique chirurgicale

Après ces travaux sur l'ostectomie cunéiforme de la partie proximale du tibia, SLOCUM ⁶⁹ a mis au point une autre technique visant à neutraliser la poussée tibiale crâniale. A cet effet, il réalise une ostéotomie courbe sphérique afin de faire basculer le plateau tibial avant de le fixer.

Le travail préopératoire est toujours réalisé en calculant l'angle d'inclinaison du plateau tibial. Chaque chien a été anesthésié et préparé pour une intervention aseptique. Une incision cutanée craniomédiale est réalisée au niveau du tiers distal du fémur jusqu'à mi tibia. Après désinsertion du muscle gracile et du semitendineux du tibia, un guide est placé dans le plan sagittal de la face médiale du tibia. Le guide est fixé par l'insertion d'une broche de trois millimètres de diamètre perpendiculaire à l'axe sagittal du membre et au ligament tibio-rotulien. Le guide permet alors de réaliser l'ostéotomie cylindrique du tibia proximal à l'aide d'une scie oscillante spécifique de forme sphérique. Le plateau tibial est alors basculé crânialement et fixé à l'aide d'une plaque d'ostéotomie de nivellement tibiale (Figure 42).

Le ménisque médial est ensuite relâché pour éviter des lésions ultérieurement car avec cette technique le mouvement de tiroir n'est pas stabilisé. Le but de cette incision de relâchement est de permettre à la corne caudale du ménisque médial de bouger par rapport aux condyle fémoral lors de la translation tibiale crâniale . Puisque qu'avec cette technique l'instabilité fémoro-tibiale persiste, la corne caudale peut se retourner. Et bien qu'aucun étude dynamique n'est été envisagée à ce sujet, il est possible de croire qu'après le relâchement méniscal la corne caudale libre reste localisée caudalement par rapport au condyle fémoral lors du tiroir antérieur ⁷⁶.

Après greffe du site d'ostéotomie la fin de l'intervention se fait de manière classique.

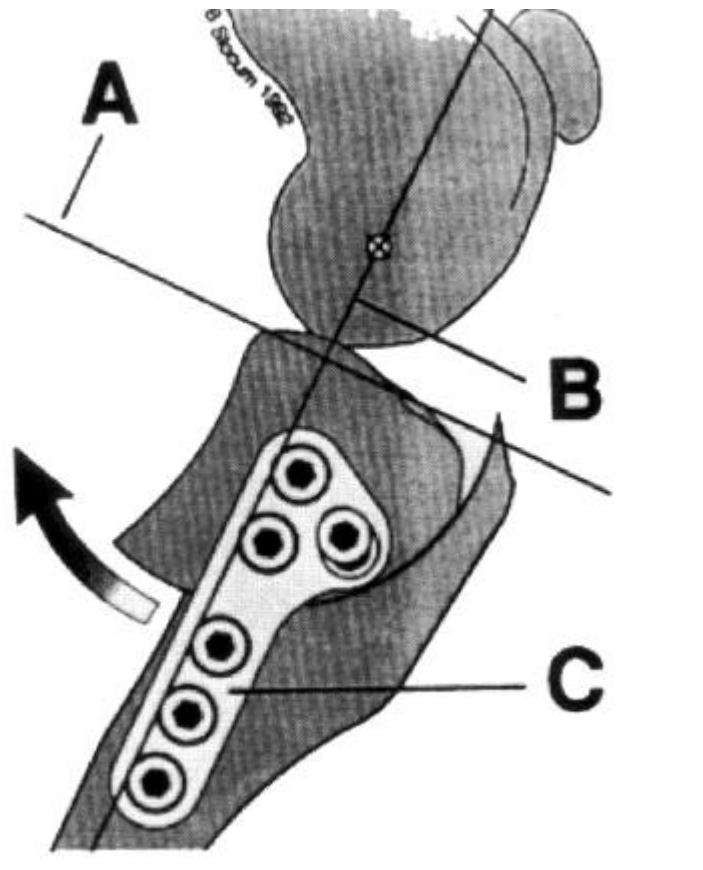


Figure 42 : L'ostéotomie permet le basculement (flèche) du plateau tibial (A) jusqu'à qu'il soit perpendiculaire à la ligne B pour éliminer la poussée tibiale crâniale. Puis les deux segments sont fixés grâce à une plaque visée spécifique (C).

D'après SLOCUM ⁶⁹.

La photo 6 et 7 et 8 montrent des radiographies de face et de profil pré, post opératoire et plusieurs mois après l'intervention



Photo 6

Photo 7

Photo 8

Résultats.

Dans sa publication de 1993, SLOCUM⁶⁹ présente ses résultats de ses ostéotomies tibiales de nivellement additionnés à ses premières ostectomies cunéiformes du tibia proximal.

Le traitement par neutralisation de la poussée tibiale crâniale a été effectué sur 394 cas. La taille des races des chiens était aléatoire et allait du Yorkshire au Mastiff. 32,2% des chiens étaient des Labrador, 11,9% des Berger Allemand, 5,8% des Golden Retriever, 5,6% des Rottweiler. Les femelles représentaient 59,9% des cas.

92% des chiens avaient un test de compression tibial positif et 88% présentaient un tiroir antérieur. 19 des chiens avaient déjà subi une intervention qui avait échoué une fois, 5 avec 2 échecs chirurgicaux, 1 avec 7 échecs chirurgicaux.

En peropératoire, il a été observé une rupture complète dans 75,5% des cas et une rupture partielle dans 24,5%.

En postopératoire, le test de compression tibial était absent dans 50,9% des cas, léger dans 35,9% des cas et franchement positif dans 13,1% des cas. Le signe du tiroir antérieur était absent dans 47,1% des cas, léger dans 29,6% des cas et franchement positif dans 23,2% des cas.

Les complications les plus fréquentes furent par rapport à la fixation de la plaque : plaque cassée, vis arrachées , débricolage...

Les animaux ont été revus 2 semaines après l'intervention pour contrôler l'aspect des tissus mous puis 2-4 mois postopératoire pour des contrôle radiographiques. L'activité physique (marche, course, saut d'obstacle) et l'examen clinique ont été effectués 6 mois après l'intervention chirurgicale puis un an après. L'évaluation à 6 mois-1 an se fit pour 24% des chiens. Le contrôle entre 2 et 3 ans postopératoire fut réalisé pour 4,8 % des cas ,entre 3 et 5 ans pour 5,8% des chiens, entre 5 et 8 ans pour 1,8% des cas.

Un résultat excellent fut enregistré dans 73% des cas, un résultat bon dans 21% des cas, un résultat moyen dans 3% des cas et un échec dans 2% des cas. La preuve de l'efficacité du traitement fut confirmée ultérieurement par les résultats excellents au travail des chiens opérés que ce soit pour la chasse, les expositions ou le ring.

2.3.2.3. Technique d'ostectomie tibiale modifiée de MONTAVON

Description de la technique chirurgicale

MONTAVON^{7,50} reprend le principe d'ostéotomie de nivellement du plateau tibial décrit par SLOCUM et en apporte des modifications concernant la nature de l'ostectomie, le système de fixation et l'emploi d'une attelle aponévrotique réalisée en fin d'opération.

Après un abord latéral du grasset, il est effectué une incision du fascia puis une arthrotomie est réalisée pour l'exploration de l'articulation et la ménisectomie médiale.

Puis il est réalisé une ostectomie cunéiforme d'environ 20-25° en avant du plateau tibial. La graisse rétro-patellaire est excisée en totalité tout en respectant l'insertion crâniale des ménisques. Les structures musculo-tendineuses comme le muscle tibial crânial et le tendon de l'extenseur commun des doigts sont rétractées caudalement. Un premier trait d'ostéotomie tibiale est réalisé à partir de la surface crâniale du ménisque dans le plan sagittal du tibia (figure 43). Le deuxième trait d'ostéotomie se fait selon un angle de 20-25° par rapport au premier. Lorsque le coin à ostéotomiser est excisé, il est possible de fracturer le cortex caudal de la métaphyse tibiale et de le déplacer crânialement pour mettre en contact les deux surfaces ostéotomisées. Deux à trois vis inter-fragmentaires de taille adéquate sont placées en position

crânio-caudale au travers de la tubérosité tibiale en direction du fragment métaphysaire caudal afin de stabiliser l'ostectomie (Figure 43). En fin d'intervention l'arthrotomie est suturée et les rétinacles médial et latéral du grasset sont imbriqués par dessus la tubérosité tibiale.

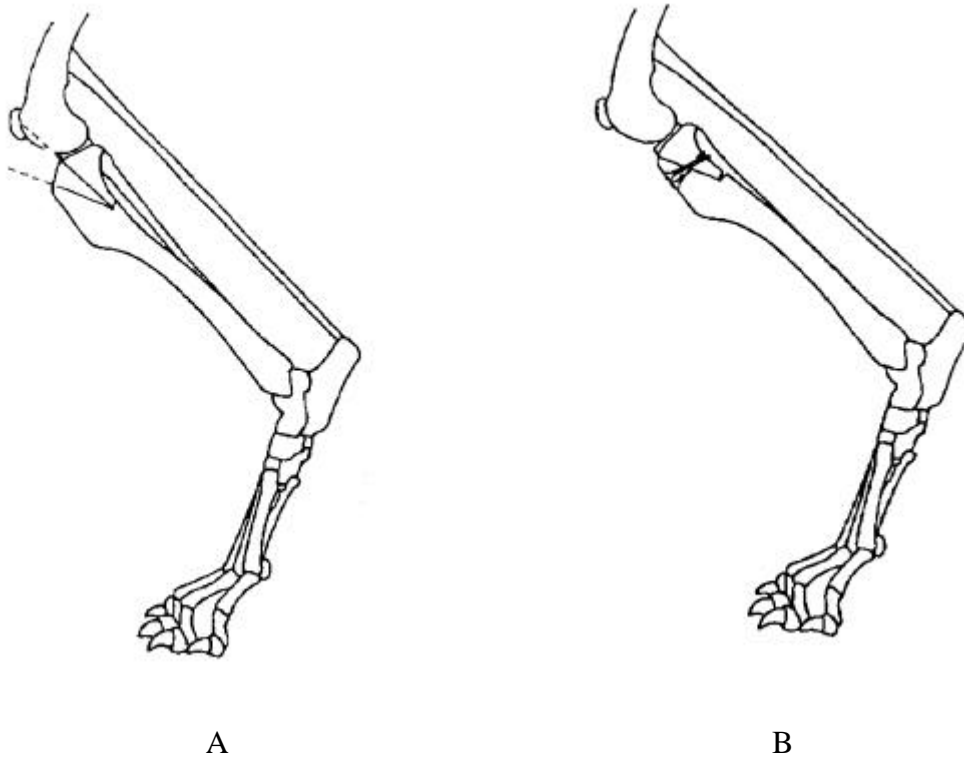


Figure 43 : Technique d'ostéotomie tibiale de Montavon.

A) Après détermination de l'angle adéquat, un triangle est ostectomisé au niveau tibial proximal en avant du plateau tibial ce qui permettra la bascule du reste du plateau en direction de la tubérosité tibiale.

B) Stabilisation des deux fragments grâce à deux vis de traction.

D'après MONTAVON ⁴³.

Résultats

Le principal avantage de cette technique est de pouvoir être facilement utilisable chez les chiens de petite race comme les Yorkshire ou les Caniches Toys.

L'étude de MONTAVON porte sur 60 cas. Les chiens remarchent très bien après 6 semaines et retrouvent leur musculature quatre à six mois après l'intervention. Aucun ligament partiellement déchiré, traité par cette technique, n'a évolué vers une déchirure totale. Il est à

noter que l'arthrose apparaît minimale dans les contrôles post-opératoires avec un suivi minimum d'un an.

2.4. Discussion

Bien que ces techniques puissent être une nouvelle voie révolutionnaire pour la thérapeutique de la RLCCr, il faut néanmoins en définir les conditions d'application et étudier leurs résultats opératoires tout en définissant leurs limites.

2.4.1 Quand utiliser ces techniques chirurgicales ?

Le choix d'un protocole chirurgical par rapport à un autre pour le traitement de RLCCr s'avère difficile du fait du grand nombre de techniques décrites. En effet près de cent méthodes originales ou modifiées ont été publiées dans la littérature vétérinaire depuis le premier traitement chirurgical par Brook sur un Scottish Terrier en 1932. De plus la diversité du gabarit des chiens ainsi que leur niveau d'activité sont des facteurs très importants à prendre en compte dans le choix de la technique à utiliser.

Les techniques traditionnelles, bien maîtrisées présentent un pourcentage de succès allant de 70% à 90% selon les publications ^{43, 68, 69}. Les auteurs sont alors unanimement d'accord pour affirmer qu'un certain pourcentage de ces échecs est observé lors de modifications de la biomécanique du genou et notamment lors d'une trop forte inclinaison du plateau tibial à l'origine d'une force (poussée tibiale crâniale) trop puissante pour la résistance de la prothèse envisagée quelle que soit sa nature. De ce fait, SLOCUM préconise ^{68, 69} l'emploi de ces techniques lorsque l'inclinaison de la pente tibiale est trop importante. BARDET ⁷ pour sa part propose un tableau sur les indications de l'ostéotomie de nivellement du plateau tibial. (Tableau 1).

1. Déchirure du ligament croisé crânial chez les chiens de grande taille et de taille géante
2. Déchirure du ligament croisé crânial chez les chiens de race de petite taille dont l'inclinaison du plateau tibial est supérieur à 20 à 25°
3. Déchirure partielle du LCCr
4. Reprise des échecs des techniques intra ou extra articulaires lorsque l'inclinaison du plateau tibial est supérieur à 20 à 25°

Tableau 1 : Indications chirurgicales pour les techniques de nivellement du plateau tibial.

D'après BARDET ⁷.

Les valeurs de 20-25 ° sont empiriques et aucune étude clinique n'a été menée pour déterminer la valeur de l'angle d'inclinaison du plateau tibial minimum pour l'utilisation de ces techniques.

De plus une étude auprès de 111 chirurgiens diplômés du collège américain de chirurgie vétérinaire (ACVS) au sujet des préférences de techniques chirurgicales lors de RLCCr ⁴⁶ a été réalisée ; les résultats sont présentés dans le tableau 2

Petits Animaux (<16kg) :

Stabilisation par suture latérale (technique de Flo modifiée)	87
Prothèse de fascia selon la technique « over the top »	6
Transposition de la tête fibulaire	5
Prothèse de ligament patellaire(tendon) et technique « over the top »	3
Utilisation du biceps fémoral et du sartorius caudal	3
Ostéotomie de nivellement du plateau tibial	3
Prothèse extracapsulaire	1
Réparation sous arthroscopie	1
Méthode de Paatsama	1
Imbrication du fascia latéral	1

Total 111

Grands animaux (>16 kg) :

Stabilisation par suture latérale (technique de Flo modifiée).....	36
Ostéotomie de nivellement du plateau tibia	25
Prothèse de fascia selon la technique « over the top »	22
Transposition de la tête fibulaire	13
Méthode de Paatsama (avec ou sans modifications).....	4
Prothèse de ligament patellaire(tendon) et technique « over the top »	3
Réparation sous arthroscopie	3
Utilisation du biceps fémoral et du sartorius caudal	2
Allogreffe os-ligament-os	2
Utilisation du fascia etdu ligament patellaire avec section de la rotule	1

Total 111

Tableau 2 : Techniques chirurgicales préférées pour le traitement de la RLCCr : étude auprès de 111 chirurgiens diplômés du collège américain de chirurgie vétérinaire et spécialisés en orthopédie.

D'après LEIGHTON ⁴⁶.

Cette étude montre que la technique de nivellement du plateau tibial reste peu utilisée chez les chiens de petite race alors que pour les chiens de grande race elle s'avère être la deuxième technique la plus utilisée.

En conclusion, les conditions d'utilisation de ces techniques de nivellement du plateau tibial restent donc empiriques puisqu'aucune étude n'a été menée pour déterminer les indications de telles techniques et des travaux supplémentaires semblent donc indispensables.

2.4.2. Facilité d'utilisation de ces techniques.

Certains problèmes se présentent au praticien désireux de vouloir réaliser un traitement de RLCCr en faisant basculer le plateau tibial. En effet, alors que le traitement de RLCCr grâce à certaines techniques ne s'avère pas d'une complexité majeure (imbrication latérale du fascia , stabilisation latérale ...) , les méthodes de nivellement impliquent une bonne connaissance orthopédique que ce soit pour la pose de plaques ou le calcul des angles osseux.

De plus même pour un orthopédiste confirmé, la préparation des interventions et l'utilisation de matériel spécifique s'avère délicates. Ainsi une étude à été menée pour déterminer la facilité de calcul de l'angle d'inclinaison du plateau tibial nécessaire avant toute intervention de ce type¹⁵. Les auteurs ont proposé à trois observateurs de calculer l'angle d'inclinaison du plateau tibial sur 312 genoux de 156 chiens grâce à des radiographies latérales de tibia. Les trois observateurs avaient des degrés d'expérience différents dans ce domaine.

Un possède la licence SLOCUM pour la technique TPLO et 3 ans de recul dans sa réalisation. Un deuxième à 6 mois d'expérience dans le calcul angulaire du plateau tibial. Le troisième a été initié la veille de l'étude. Chaque observateur étudie chaque radiographie deux fois avec 21 jours séparant les deux analyses.

Les résultats entre les deux analyses ne montrent pas de variations significatives quelques soient les observateurs ce qui impliquent une bonne reconnaissance des repère osseux sur la radiographie.

Par contre il existe une différence significative entre les mesures des observateurs expérimentés (deux premiers) et l'observateur « apprenti ».

Ainsi cette étude semble démontrer que la mesure de l'angle d'inclinaison du plateau tibial nécessite une expérience certaine même si celle-ci semble s'acquérir au bout de 6 mois.

Une autre étude menée par REIF⁵⁸ confirme qu'il est indispensable de posséder une bonne expérience pour se lancer dans le calcul d'angle d'inclinaison du plateau tibial. De plus il affirme que la position radiographique peut influencer le calcul de cet angle bien que les variations observées soient moins importantes que celles décrites entre observateurs.

De plus, l'utilisation de matériel spécifique (scie circulaire, plaque spéciale) nécessaire à l'ostéotomie de nivellement nécessite aussi une expérience certaine.

Pour ces raisons, une utilisation optimale de ces techniques impose de réaliser une formation post-universitaire dispensée aux Etats-Unis par SLOCUM pour apprendre à maîtriser ces techniques. Cela représente donc un investissement financier important tant sur la plan de la formation que sur le plan matériel. Cet aspect semble être à l'origine du nombre restreint d'orthopédiste réalisant ce type d'intervention en France par rapport à nos homologues américains.

En conclusion, la difficulté apparente de ces techniques et l'investissement financier nécessaire à leur application optimale peut décourager bon nombre de praticien ; leur utilisation reste donc réservée à des orthopédistes confirmés ayant suivi une formation précise et ayant un matériel adapté.

2.4.3. Les résultats post opératoires et la nouvelle biomécanique du genou.

2.4.3.1. Résultats cliniques.

Dans les études menées par SLOCUM^{68, 69}, MONTAVON⁵⁰, BARDET⁷ les animaux étaient jugés sur leur aptitude à retrouver une fonction locomotrice après leur intervention. Les pourcentages cités plus hauts sont le témoin de l'efficacité de la technique employée puisque la récupération des animaux dans la plupart des cas était optimale. D'autres auteurs comme WATT⁷⁵ sur une série de 122 cas sont venus confirmer ces chiffres.

Des études sur plateau de force en post-opératoire publié par CONZEMIUS¹⁸ n'ont montré aucune différence entre ces techniques de nivellement de plateau tibial et d'autres déjà existantes et ayant prouvé leur efficacité. Les techniques étudiées étaient l'ostectomie de nivellement du plateau tibial, la stabilisation intracapsulaire, l'imbrication du rétinacle latéral et la transposition de la tête de la fibula. Les analyses sur plateau ont été effectuées 2 mois après la chirurgie et ne présentent aucune différence pour ces 4 méthodes.

L'avantage de ces techniques semblent être à long terme puisqu'il semblerait au vue des suivis radiographiques que la progression de l'arthrose lors de RLCCr même après l'intervention serait stoppée. Or il a été montré que l'apparition de l'arthrose chez le chien était très précoce^{2, 40, 43, 47, 60} par rapport à l'homme chez qui elle apparaît dans 45% des cas à 11 ans⁴². Ces techniques à long terme améliorent la clinique du chien puisque son arthrose serait stoppée.

2.4.3.2. Nouvelle biomécanique du genou.

Peu d'études ont été menées au sujet des nouvelles données biomécaniques du genou après des techniques de nivellement du plateau tibial. Pourtant en 2001 WARZEE et coll⁷⁶ publie un travail sur les effets de la TPLO (tibial plateau leveling osteotomy = ostéotomie de nivellement du plateau tibial ONPT) sur la poussée tibiale crâniale et caudale. Les objectifs de cette étude étaient d'évaluer les effet du nivellement du plateau tibial sur la subluxation tibiale et sur la rotation tibiale, de déterminer la rotation minimale du plateau tibial pour éliminer la poussée tibiale crâniale, d'évaluer la contribution du LCCd dans la stabilité du genou après basculement du plateau tibial. L'angle de rotation minimale lors de NPT (Min RPT) est déterminé après section du LCCr et application d'une force sur un système visant à reproduire la position du membre en appui au sol. L'angle indiqué par la « plaque rapporteur » est dit minimal (Min RPT) lorsque les marqueurs tibiaux et fémoraux ne montrent aucune subluxation tibiale.

1. Grâce à une étude radiographique après NPT les auteurs ont conclu que la subluxation crâniale était éliminée sur tous les grassets privés de LCCr. Cette subluxation était de +18,9 mm +- 3,4 mm (mesure effectuée après identification de marqueurs radiographiques (Figure 44)) et après NPT il existe une subluxation tibiale caudale de -6,3 mm +- 1.8 mm. De plus

une section du LCCd entraîne une augmentation de cette subluxation jusqu'à $-8.9\text{mm} \pm 1,1\text{mm}$. Figure 45.

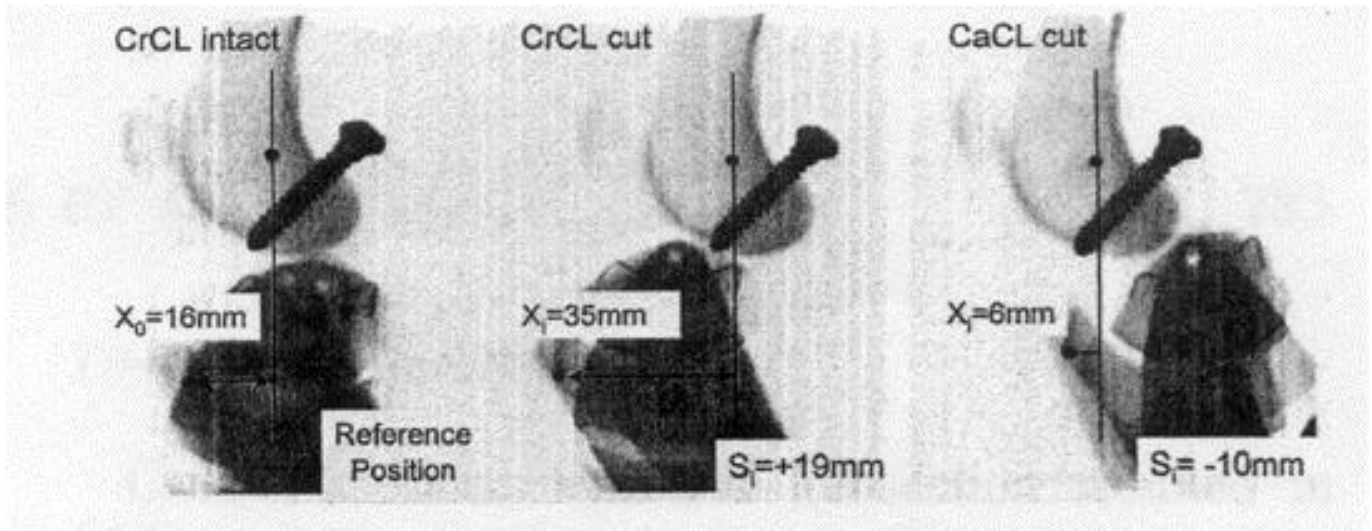


Figure 44 : Radiographies latérales d'un genou en charge avant section du LCCr, après section du LCCr et après nivellement du plateau tibial et section du LCCd.

X_i est la distance horizontale entre le marqueur tibial et la verticale passant par le marqueur fémoral. La subluxation tibiale S_i est définie comme $S_i = X_i - X_0$ où X_0 est la distance horizontale sur le genou sain. S_i est positive si la subluxation tibiale est crâniale et négative si elle est caudale.

D'après WARSEE⁷⁶.

2. L'angle de rotation minimal lors de NPT (MinRPT) a été déterminé à $20,0^\circ \pm 2,6^\circ$ ce qui est inférieur à l'angle que l'on applique lors de NPT ($26,5^\circ \pm 1,9^\circ$)

3. La tension sur le LCCd, mesurée grâce à une jauge implantée, augmente avec l'angle de rotation appliqué lors de NPT (Figure 46). De plus la tension entre la position MinRPT et NPT augmente significativement de $37,7\% \pm 17,4\%$.

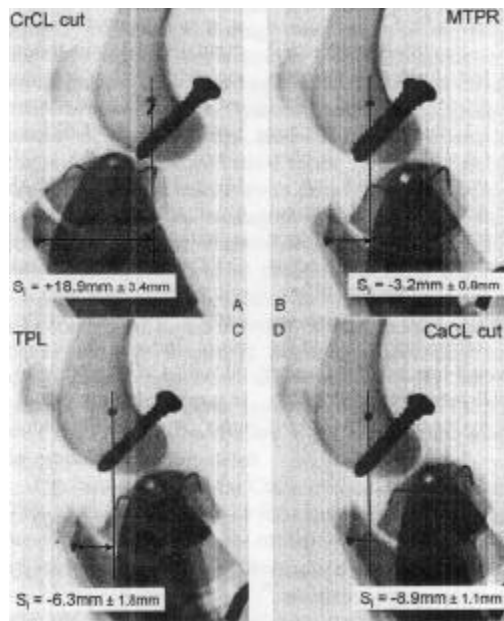


Figure 45 : Radiographies représentant les résultats obtenus pour la subluxation tibiale après (A) section du LCCr, (B) MinRPT, (C) NPT et (D) section du LCCd. La subluxation crâniale tibiale sur les genoux privés de LCCr est éliminée après NPT (A et C).

Le basculement du plateau tibial induit une subluxation tibiale caudale (A , B et C)

La section du LCCd augmente significativement la subluxation caudale (C et D)

TPL (Tibial plateau leveling) = NPT (nivellement du plateau tibial)

MTPR (minimal tibial plateau rotation)= MinRPT (Minimum rotation du plateau tibial).

D'après WARZEE ⁷⁶.

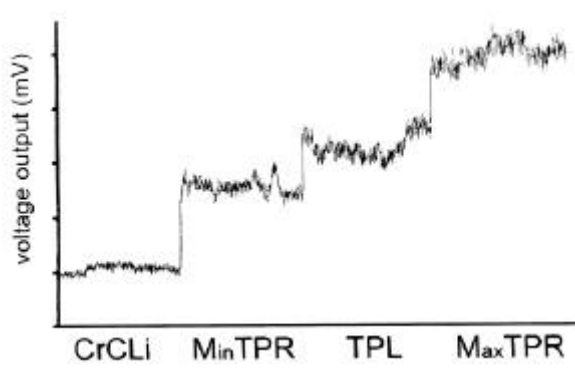


Figure 46 : Effet de la rotation du plateau tibial sur la tension au niveau du LCCd.

Noter l'augmentation du voltage de la jauge à mesure que l'angle de rotation augmente de la position initiale avec le LCCr intact (CrCLi=Cranial cruciate ligament intact) à la position extrême de rotation maximale du plateau tibial (MaxTPR= Maximum Tibial plateau rotation).

L'augmentation entre le cas MinTPR et TPL est de 37,7% +/- 17,4%

D'après WARZEE ⁷⁶.

Conclusion de l'étude :

La technique de nivellement du plateau tibial par basculement (TPLO) décrite par SLOCUM⁶⁹ a plusieurs conséquences sur la biomécanique du genou. Tout d'abord cette technique transforme la subluxation tibiale crâniale en subluxation tibiale caudale ce qui augmente la tension sur le LCCd seul responsable alors de la stabilité du genou. Une rotation trop importante du plateau tibial pourrait entraîner un stress trop important sur le LCCd pouvant conduire à sa rupture. Cette conséquence de cette technique avait été envisagée déjà par SLOCUM lors de la publication de sa technique⁶⁹ (Figure 47).

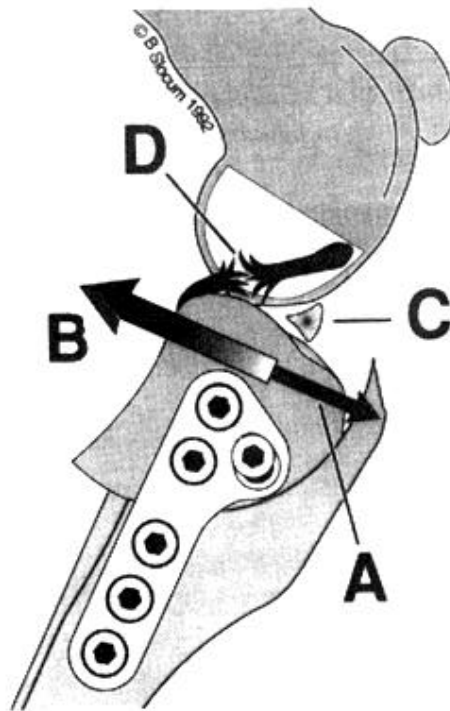


Figure 47 : Effet d'une rotation trop importante du plateau tibial.

La poussée tibiale crâniale (A) est transformée en poussée tibiale caudale (B) trop importante pouvant entraîner une rupture du LCCd (D) et des lésions de la corne antérieure du ménisque (C)

D'après SLOCUM⁶⁹.

Afin de ne pas tendre vers une rupture du LCCd les auteurs préconisent de diminuer l'angulation des plaques utilisées lors de NPT (TPLO).

De plus cela rejoint les observations de SAWAYA qui conseille aussi de ne pas annuler l'inclinaison tibiale qui pour lui est primordiale dans la phase de réception, de soutènement et dans la transmission des forces articulaires ⁶⁴. Il serait alors plus judicieux de réduire cette pente tibiale plutôt que de l'annuler.

2.5. Conclusion

Les nouvelles techniques chirurgicales par nivellement du plateau tibial (par ostectomie, ostéotomie cunéiforme ou ostéotomie de basculement) semblent, d'après les études cliniques, radiographiques et biomécaniques apporter de bons résultats. L'originalité de ces techniques est non pas d'essayer de refaire un nouveau LCCr (par des prothèses synthétiques ou naturelles) mais de mettre en place une nouvelle biomécanique de l'articulation fémoro-tibiale au sein de laquelle le LCCr est inutile. Les études ont montré que la stabilité du genou est alors assurée par un nouvel élément : le LCCd.

Pourtant la complexité de ces techniques, faisant appel à un matériel spécial et à une expérimentation certaine, semble être à l'origine du faible nombre de chirurgiens les utilisant

Toutefois même si dans un premier temps il apparaît philosophiquement étrange de traiter une lésion ligamentaire en créant une fracture tibiale, l'application de ces méthodes chirurgicales ouvrent une nouvelle dimension dans le traitement de la RLCCr. Et même si peu d'études ont été menées sur les indications d'application de ces techniques, elle semble trouver un intérêt certain dans de nombreux cas notamment en ce qui concerne l'évolution arthrosique de l'articulation.

Conclusion générale

La rupture de ligament croisé crânial est une affection connue depuis longtemps en médecine vétérinaire. Trois grandes périodes se dessinent en ce qui concerne l'étude de son étiologie et de son traitement . Dans un premier temps les orthopédistes vétérinaires ont transposé les données connues en médecine humaine. Puis de nombreux auteurs se sont alors penchés spécialement sur le cas du chien en faisant apparaître de nombreuses différences avec la RLCCr survenant chez l'homme. A la suite de travaux spécifiques anatomiques, radiographiques et cliniques, de nouveaux traitements chirurgicaux ont été proposés.

Pourtant malgré des résultats relativement satisfaisants (90%) , un certain nombre d'échecs étaient observés. De plus, l'origine de la rupture du ligament restait obscure dans un certain nombre de cas. C'est alors que certains auteurs se sont tournés vers la biomécanique et ont considérés le grasset dans sa forme active en incluant les forces qui s'y appliquaient. Cette nouvelle conception de l'articulation a alors amené de nombreuses réponses aux interrogations existantes et aboutit au développement de nouvelles techniques chirurgicales.

Tables des illustrations.

<u>Figure 1</u> : Vue latérale et médiale de l'articulation du grasset du chien.	5
<u>Figure 2</u> : Vue latérale et médiale de l'articulation du grasset du chien après injection et coloration de la synoviale et suppression des fibro-cartilages parapatellaires.	5
<u>Figure 3</u> : Vue proximo-caudale après ablation du fémur et vue crâniale du grasset	6
<u>Figure 4</u> : A : Vue médiale et caudale de l'articulation du grasset du chien après exérèse de la partie fémorale	6
<u>Figure 5</u> : Notion de croisement des ligaments	9
<u>Figure 6</u> : Ligaments et ménisques de l'articulation du grasset chez le chien.	10
<u>Figure 7</u> : Muscles du bassin et de la cuisse	11
<u>Figure 8</u> : Centres instantanés de rotation du genou, résultats chez l'homme	13
<u>Figure 9</u> : Mouvement de roulement glissement d'un genou (exagéré)	14
<u>Figure 10</u> : Représentation schématique du comportement du ligament croisé crânial lors de l'extension et de la flexion du membre.	15
<u>Figure 11</u> : Représentation schématique du comportement du ligament croisé caudal lors de l'extension et de la flexion du membre.	15
<u>Figure 12</u> : Schématisation des données biomécaniques	20
<u>Figure 13</u> : Analogie entre le fonctionnement de l'articulation du grasset et celui d'une porte.	22
<u>Figure 14</u> : Vue latérale du grasset et modélisation par un système à quatre segments	23
<u>Figure 15</u> : Vue latérale du grasset et mouvement de flexion extension	23
<u>Figure 16</u> : Vue latérale du grasset : hyperextension et rupture du ligament croisé crânial.	24
<u>Figure 17</u> : Modélisation du membre postérieur grâce à un système à 3 éléments.	26
<u>Figure 18</u> : Représentation des moments des forces s'exerçant au niveau du grasset.	28
<u>Figure 19</u> : Détermination pratique du C.I.R. (cas d'un genou sain).	30
<u>Figure 20</u> : Détermination du C.I.R. et de la vélocité sur un genou pathologique	31
<u>Figure 21</u> : Technique classique de mise en évidence du signe du tiroir de chien	33
<u>Figure 22</u> : Mise en évidence du mouvement de tiroir par le test de compression tibiale.	34
<u>Figure 23</u> : Analogie entre le test de compression tibiale I et l'appui au sol du membre	35
<u>Figure 24</u> : Représentation de la compression tibiale.	36
<u>Figure 25</u> : Influence de l'inclinaison du plateau tibial sur l'intensité de la poussée tibiale	37
<u>Figure 26</u> : Détermination de l'angle d'inclinaison du plateau tibial. 1 ^e méthode	38
<u>Figure 27</u> : Détermination de l'angle d'inclinaison du plateau tibial. 2 ^e méthode.	39
<u>Figure 28</u> : Sollicitation composée d'une poutre.	43
<u>Figure 29</u> : Influence de l'inclinaison des condyles	44
<u>Figure 30</u> : Estimation du point d'application et de l'orientation de F d'après des radiographies de genou de chien membre à l'appui.	45
<u>Figure 31</u> : Conséquences d'une instabilité dans le plan sagittal lors de RLCCr.	48
<u>Figure 32</u> : Conséquences d'une instabilité dans le plan frontal lors d'une RLCCr : laxité en valgus. Schéma légèrement exagéré.	49
<u>Figure 33</u> : Conséquences globale d'une rupture de LCCr	50
<u>Figure 34</u> : Détermination de l'emplacement des jauges.	54
<u>Figure 35</u> : Schéma du dispositif expérimental	55
<u>Figure 36</u> : Interprétation des résultats des essais « i »	58
<u>Figure 37</u> : interprétation des résultats des essais « c »	60
<u>Figure 38</u> : Schéma du montage	63
<u>Figure 39</u> : Conséquences des sollicitations mécaniques sur les formations articulaires après rupture du LCCr.	66
<u>Figure 40</u> : Conséquences des sollicitations mécaniques sur les formations articulaires après rupture du LCCr.	67
<u>Figure 41</u> : Schématisation de l'élimination de la pente tibiale	72
<u>Figure 42</u> : L'ostéotomie de nivellement du plateau tibial	78
<u>Figure 43</u> : Technique d'ostéotomie tibiale de Montavon.	81
<u>Figure 44</u> : Radiographies latérales d'un genou en charge avant section du LCCr,	88
<u>Figure 45</u> : Radiographies représentant les résultats obtenus pour la subluxation tibiale après (A) section du LCCr, (B) MinRPT, (C) NPT et (D) section du LCCd	89
<u>Figure 46</u> : Effet de la rotation du plateau tibial sur la tension au niveau du LCCd.	90
<u>Figure 47</u> : Effet d'une rotation trop importante du plateau tibial.	90

Bibliographie

1. Adrian M.J , Roy W.E, Karpovich P.V : Normal gait of the dog . An electrogoniometric study. Am. J. Vet. Res. 27,90-95, 1966
2. Arnoczky S.P. : Cranial cruciate ligament repair. In M.J. Bojrab. Current techniques in small animal surgery. 2nd edition. Philadelphia, Lea and Febiger, 647-650, 1981
3. Arnoczky S.P, Marshall J.L, Torzilli P.A : Biomechanical evaluation of anterior cruciate ligament repair in the dog : an analysis of the instant center of motion. J Am. Anim. Hosp. Ass., 13 (5), 553-558, 1977
4. Arnoczky S, Marshall J : The cruciate ligaments of the canine stifle : An anatomical and functional analysis. Am J Vet Res 38 :1807-1814, 1977
5. Arnoczky S.P., Tarvin G.G., Marshall J.L., Saltzman B. : The over the top procedure : a technique for anterior cruciate ligament substitution in the dog. J. Am. Anim. Hosp. Assoc., 15, 283-290, 1979
6. Arnoczky S.P, Tarvin G.B, Vasseur P : Surgery of the stifle. The menisci and collateral ligaments (Part 3). Comp. Cont. Educ. Pract. Vet, 2, 5, 394, 1980
7. Bardet J.F : LCA : Traitement par ostéotomie tibiale de nivellement. Act. Vet. ,n° 1463, p21-27, 8janvier 1999
8. Barone R : Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome II : Arthrologie et Myologie, 1 Vol., 1065p., Lyon, Laboratoire d'anatomie ENVL, 1966
9. Bejui J : Bio-fonctionnalité des prothèses du ligament croisé antérieur en fibre de carbone. Etude expérimentale dans le genou du chien. In Compte rendu du colloque européen, Corrosion et dégradation des biomatériaux. Strasbourg, p. 32, Mars 1984
10. Bejui J, Perot F : Anatomie fonctionnelle du genou du chien. Premières journées Lyonnaises de chirurgie articulaire du chien. Alcov. p 109-117, Lyon 1979.
11. Bonin M : La subluxation tibiale antérieure en appui monopédal dans les ruptures du ligament croisé antérieur. Etude clinique et biomécanique. Thèse de médecine, n° 180, Lyon, 1980.
12. Bordet R, Mailhac J.M : Luxation fémoro-patellaire médiale chez le chien : ténotomie du muscle droit crânial de la cuisse. Rev. Med. Vet., 158, 3, 291-298, 1982.
13. Budersberg S.C, Verstraete M.C, Soutas-Little R.W : Force plate analysis before and after stabilization of canine stifles for cruciate injury. Am. J. Vet. Res., 49, 1522-1524, 1988.
14. Bureau S : Biomécanique de la patelle chez le chien. Applications chirurgicales. Thèse de doctorat vétérinaire, Nantes, 1995.
15. Caylor K.B, Zumpano C.A, Evans L.M, Moore R.W : Intra and interobserver variability of tibia plateau slope from lateral radiographs in dogs. J. Am. Anim. Hosp. Assoc. Vol 37, p 263-268, Mai-Juin 2001.
16. Chambrillon K : Contribution à l'étude anatomique du genou du chien. Relations entre les deux extrémités articulaires fémorales. Thèse de Doctorat Vétérinaire de Nantes, 1993.
17. Cheli R, De Gresti A, Addis F :Sindrome valgica da distensione de legamento crociato anteirore del cane. Folia Veterinaria Latina, 4, 638, 1974.
18. Conzemius M.G, Besancon M.F, Hoefle W.D, Nieves M.A ? Wagner S.D : The effect of surgical technique on limb function after surgery for cranial cruciate ligament disease in the dog. 28th Annual Conf. Of Vet. Orth. Soc., Février-mars 2001, Château Lake Louise, Canada.

19. DeAngelis M, Lau R : A Lateral retinacular imbrication technique for the surgical correction of anterior cruciate ligament rupture in the dog. *J Am Vet Med Assoc* 157 : 79, 1970
20. Denis B : Contribution à l'étude des traitements chirurgicaux de la luxation de rotule chez le chien. Thèse de doctorat vétérinaire, Alfort, 1972
21. Dickelé G, Dejean A, Heaney T, Perrot Ph : Plasite du ligament croisé antérieur chez l chien par un lambeau de fascia lata et une portion du ligament tibio-rotulien. *Le Point vet.*, Vol 16, n° 83, Sept 84.
22. Dickinson C.R., Nunamaker D.M. : Repair of ruptured anterior cruciate ligament, a modified fascia strip technique. *J.Am. Vet. Med. Assoc.*, 170, 827-830, 1977.
23. Drapé J, Ghitalla S : Rupture du ligament croisé antérieur. *Encyclopédie Vétérinaire*, Paris, 1992, Orthopédie 2100, 12p.
24. Drapé J, Ghitalla S, Autefage A : Rupture du ligament croisé antérieur (LCA) chez le chien : pathologie traumatique ou dégénérative , *Point Vet* 22(131), 573-580, 1990
25. Drapé J., Ghitalla S., Autefage A. : Traitement chirurgical de la rupture du LCA chez le chien par la méthode « over the top » modifiée. *Point Vet.*, 22(132), 619-628, 1990
26. Encyclopoedia Universalis France S.A © 1997
27. Encyclopédie ® Microsoft ® Encarta 2000 ® 1993-1999 Microsoft Corporation
28. Flo GL : Modification of the lateral retinacular imbrication technique for stabilizing cruciate ligament injuries. *J Am Anim Hosp Assoc* 14 :474, 1978
29. Flo G.L, Deyound D : Meniscal injuries and medical meniscectomy in the canine stifle. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc*, 11, 570, 1978
30. Fontaine D, Schmidt-Morand D : A propos du ligament croisé antérieur (Ière partie). Etude cinétique du genou du vivant de l'animal. *Point. Vet*, Vol 15, n° 71, fev 1983
31. Fontaine D, Schmidt-Morand D : A propos du ligament croisé antérieur (2 ème partie). Plastie par transposition du muscle semi-tendineux. *Point. Vet.*,15(72), 5-17, 1983.
32. Frain P, Fontaine C, D'Hondt D : Conraintes du genou par dérangement cranio-ligamentaire. Etude de l'articulation condylo-tibiale interne. *Rev. Chir. Orth.*, 70, 361-369, 1984.
33. Frankel V.H, Burstein A.H, Brooks D.B : Biomechanics of internal derangement of the knee. Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion. *J. Bone and Joint Surg.* 53A, 945-962, 1971
34. Furman W, Marshall J.L, Girgis F.G : The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on post mortem studies. *J. Bone Joint Surg.*, 58A, 179-185, 1976.
35. Gahrng D.R. : Management of cranial cruciate ligament deficient in large dog utilizing Tibial Plateau Leveling Osteotomy (T.P.L.O.). <http://www.suncarlosvet.com/Ortho/Prof/TPLO/index.htm>. juillet 2001
36. Ghitalla S : Rupture du ligament croisé antérieur chez le chien. Une étude rétrospective de 400 cas. Thèse Med. Vet., Toulouse, n° 16, 105 p, 1990
37. Haynes D.W, Hugerford D.S, McLoed P.C, Connor R.M : Sectionning the ACL creates a valgus laxity which automatically increases rotationnal laxity. *Trans. Orth. Res. Soc.*, 11, 144, 1989.
38. Henderson R, Milton J : The tibial compression mechanism : A diagnostic aid in stifle injuries. *J Am Anim Hosp Assoc* 14 :474, 1978

39. Hohn B, Newton C : Surgical repair of ligamentous structures of the stifle joint. In Bojrab MJ (ed) : Current Techniques of Small Animal Surgery. Philadelphia, Lea & Febiger, 1975,p 470
40. Hohn R.B, Newton C.D : Réparation chirurgicale des ligaments du grasset. In M.J Bojrab. Techniques actuelles de chirurgie des petits animaux. 1^{er} ed. fr., Paris, Vigot, 469-478, 1978.
41. Hulse D.A : Pathophysiology and management of medial patellar luxation in the dog. Vet. Med. Small Anim. Cli., 76, 1, 43-47, 50-51, 1981
42. Jones KG : Reconstruction of the anterior cruciate ligament using the central one third of the patellar ligament. J Bone Joint Surg 52 :1302, 1970
43. Kapondji L.A : Physiologie articulaire. Tome 2 : Le membre inférieur, 5eme ed Malvine SA, 270p, Paris 1991.
44. Knecht C.D : Evolution of surgical techniques for cruciate ligament rupture in animals. J. Am. Anim. Hosp. Assoc., 12, 717-725, 1976.
45. Lanyon L.E : Control of bone architecture by fonctionnal load bearing. J. Bone and Mineral Res. 7, suppl 2, 369-375, 1992
46. Leighton R.L : Preferred method of repair of cranial cruciate ligament rupture on dogs : A survey of ACVS Diplomates specializing in canine orthopedics. Vet. Surg. 28, 194, 1999.
47. Leighton R.L. : Repair of ruptured cruciate ligament with whole thickness skin. Acta. Chir. Scand., 1, 246-2259, 1961
48. Leonard E.P : Orthopaedic surgery of the dog and cat. W.B. Saunders Company, Philadelphia and London, 1960
49. Marshall J, Olsson S.E : Instability of the knee. A long term experimental study in dogs. J.Bone Joint Surg., 53A, 1561-1570, 1971
50. Montavon P : The modifications of the Slocum's technique for repair of the cruciate rupture. Proceed. FECAVA, 307-309, mai 1998.
51. Morris EH, Lipowitz A.J : Comparaison of tibial plateau angle in dogs with and without cranial cruciate injurie. 10th Annual Am. Coll. of Vet. Surgeon symposium, sept 21-24 2000, Arlington U.S.A.
52. Noyes F.R, Modar P.A, Matthews D.S, Butler D.L : The symptomatic anterior cruciate deficient knee. Part I : The long term fonctionnal disability in athletically active individuals. J. Bone Joint Surg. 65A, 154-162, 1983
53. O'Connor B.L, Visco D, Heck D.A, Wyers S.L, Brandt K.D : Gait alteration in dogs agter transection of th anterior cruciate ligament. Arth. And Rheum., 32, 1142-1147, 1989.
54. Paatsama S : Ligament Injuries in the Canine Stifle Joint : A Clinical and Experimental Study. Helsinki, Kauppakirjapaino OY, 1952
55. Payne J.T, Constantinescu G.M : Stifle joint anatomy and surgical approaches in the dog. Vet. Clin. North Am. : Small Anim. Pract., 23, 4, juin 1993.
56. Perot F : Les luxations de la rotule chez le chien, 2ème partie. Point Vet., 8, 39, 17-25, 1979
57. Puget E, Cazieux A. : Ruptures du ligament croisé antérieur chez le chien. Rev. Med. Vet. 112, 401-420, 1964

58. Reif U : Influence of limb positioning and interobserver variation on the measurement of the tibial plateau angle. . 28th Annual Conf. Of Vet. Orth. Soc., Février-mars 2001, Château Lake Louise, Canada.
59. Robins G.M : The canine stifle joint in Whittick W. (ed) Canine Orthopaedics, ed 2, 693-760, Philadelphia, Lea and Febigen, 1990
60. Roush J.K : Canine patellar luxation. Vet. Clin. North Am., Small Animal Practice, 23, 4, july 1993
61. Sawaya S : Biomécanique du genou chez le chien : étude morpho-architecturale de l'extrémité articulaire proximale du tibia. Déductions quant à l'aspect des sollicitations mécaniques sur le genou sain et le genou instable. Rev. Med. Vet. 146,7,467-480, 1995
62. Sawaya S : Contribution à l'étude de la biomécanique du genou du chien .Thèse de Doctorat, N° 256-96, Université Claude Bernard Lyon I, 1996
63. Sawaya S : Etude des surfaces de contact articulaire fémoro-tibiales avant et après section du ligament croisé crânial chez le chien à l'appui. In : Contribution à l'étude de la biomécanique du genou du chien. Sollicitations des structures articulaires du genou avant et après section du ligament croisé crânial chez le chien à l'appui. Thèse de Doctorat, n° 256-96, Université Claude Bernard Lyon I, 1996
64. Sawaya S : Sollicitations des structures articulaires du genou, avant et après section du ligament croisé crânial, chez le chien en appui quadripédal statique. Rev. Med. Vet., 148, 7, 595-608, 1997.
65. Singleton W.B. : Observations based upon the surgical repair of 10 cases of anterior cruciate ligament rupture. J. Small. Anim. Pract., 10, 269-278, 1969.
66. Slocum B : Communication personnelle, proceeding FECAVA, 1994.
67. Slocum B, Devine T : Cranial tibial thrust : A primary force in the canine stifle. J Am Vet Med Assoc 183 :456, 1983.
68. Slocum B, Devine T : Cranial tibial wedge osteotomy : A technique for eliminatine cranial tibial thrust in cranial cruciate ligament repair. J Am Vet Med Assoc, 184 :564, 1984
69. Slocum B, Devine T : Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. Vet. Clin. North Am., 23, 777-795, july 1993
70. Smith GK, Torg JS : Fibular head transposition for repair of cruciate-deficient stifle in the dog. J Am Vet Med Assoc 187 :375, 1985
71. Tirgari M : A study of the effects of varius experimantal surgical procedures designed to produce degenerative arthritis in dogs. J Am. Anim. Hosp. Assoc. 14(6) 757-765, 1978
72. Uchibori T, Kimura M, Hasegawa A, et al : Intrinsic and environmental factors in ski ACL injuries. Jap. J. Orthop. Res. Sports Med. 10, 413-417, 1991.
73. Vandekerckhove : Chirurgie du ligament croisé antérieur chez le chien : essai d'une prothèse composite Kevlar- fascia lata. Thèse de doctorat vétérinaire, Nantes, 1991
74. Vasseur P.B : Stifle joint in Slatter (ed), Textbook of small animal surgery, second edition, vol2, 1993.
75. Watt P.R, Sommerlad S.M, Robins G.M : Tibial wedge osteotomy for treatment of cranial cruciate rupture. 10th Annual Am. Coll. of Vet. Surgeon symposium, sept 21-24 2000, Arlington U.S.A.
76. Warzee C.C, Dejardin L.M, Arnoczky S.P, Perry R.L : Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles : an in vitro experimental study.

77. Williams M, Lissner H : Biomechanics of human movements. Philadelphia, WB Saunders Co, p74-89, 1962.
78. Winter D.A : Kinetics : In : Biomechanics of human movements, John Wiley & Sons, New York, 6, 65-70, 1979
79. Woo S.L.Y, Young E.P, Ohland K.J, Marcin J.P, Horn S, Lin H.H : The effects of transection of the ACL, on the healing of the medial collateral ligament. A biomechanical study of the knee in dogs. J. Bone Joint Surg., 72A, 382-390, 1990.

