

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
1.1 Généralités	4
1.2 Rappels anatomiques	7
1.2.1 Système musculaire du membre pelvien canin	7
1.2.2 Anatomie et fonctions des ligaments dans le genou canin	8
1.2.3 Récapitulatif	14
1.3 La rupture du ligament croisé crânial	16
1.3.1 Pathophysiologie	16
1.3.2 Diagnostic de la RLCCr	21
1.3.3 Les types de traitements de la rupture du ligament croisé crânial	22
1.3.4 Conclusion	32
1.4 Évaluation des techniques chirurgicales	35
1.4.1 Les systèmes d'études <i>in vivo</i>	36
1.4.2 Les systèmes d'études <i>in vitro</i>	45
1.5 Analyse de la cinématique du genou	62
1.5.1 Cinématique 2D	62
1.5.2 Cinématique 3D	63
1.5.3 Mesure de la cinématique 3D	64
1.6 Conclusion	66
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE	67
2.1 Problématique	67
2.2 Hypothèses de travail	69
2.3 But de l'étude	69
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE	71
3.1 Montage expérimental	71
3.1.1 Description du montage	71
3.1.2 Automatisation	74
3.2 Sujets d'étude	79
3.2.1 Sélection des spécimens	79
3.2.2 Préparation des spécimens	79
3.2.3 Installation des spécimens dans le montage	81

3.3	Recueil des données	83
3.3.1	Acquisition et traitement des données cinématiques	83
3.3.2	Acquisition et traitement des données cinétiques	96
3.3.3	Synchronisation des systèmes de mesure	97
3.4	Expérimentations	97
3.4.1	Validation du montage	97
3.4.2	Analyse des données	98
CHAPITRE 4 RÉSULTATS		100
4.1	Validation du modèle « SAIN »	100
4.1.1	Répétabilité des mesures	100
4.1.2	Adéquation avec la littérature	103
4.2	Validation du modèle avec une RLCCr	111
CHAPITRE 5 DISCUSSION		115
5.1	Introduction	115
5.2	Validation du montage à l'état « SAIN »	116
5.2.1	Validation de la cinématique tridimensionnelle à l'état « SAIN »	116
5.2.2	Forces verticales de réaction au sol simulées à l'état « SAIN »	121
5.3	Validation du montage à l'état « LÉSÉ »	123
5.3.1	Effets de la RLCCr sur la flexion/extension simulée	123
5.3.2	Effets de la RLCCr sur l'abduction/adduction et la rotation interne/externe simulées	124
5.3.3	Effets de la RLCCr sur la translation crânio-caudale simulée	125
5.3.4	Effets de la RLCCr sur la translation médio-latérale et proximo-distale simulées	126
5.3.5	Cas particulier	126
5.3.6	Avantages méthodologiques de cette étude <i>in vitro</i> comparativement à celle de Korvick, <i>in vivo</i>	127
5.4	Limites de l'étude	129
5.4.1	Mouvement simulé par les moteurs à pas	129
5.4.2	Mise en charge appliquée	129
5.4.3	Forces musculaires simulées	129
CHAPITRE 6 RECOMMANDATIONS		132
6.1	Méthodologie et systèmes de mesure	132
6.2	Simulation des forces musculaires	134
6.3	Simulation d'une mise en charge physiologique	135
6.4	Simulation de la vitesse et du mouvement en continu	135
CONCLUSION		136

ANNEXE I	TRADUCTION SELON LA NORME DE NOMINA ANATOMICA VETERINARIA.....	138
ANNEXE II	TABLEAU EXPOSANT LES GROUPES MUSCULAIRES CROISANT LES ARTICULATIONS DE LA HANCHE ET DU GENOU	139
APPENDICE		150
	FIGURES COMPLÉMENTAIRES DES MUSCLES CROISANT LES ARTICULATIONS DE LA HANCHE ET DU GENOU	150
	BIBLIOGRAPHIE.....	158

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Rôle des quatre principaux ligaments stabilisateurs du genou15
Tableau 4.1	Écart-types à la moyenne des 3 essais par patte et la moyenne de ces écart-types pour les 3 rotations, les 3 translations et les FVRS101
Tableau 4.2	Écart-types à la moyenne des essais sur tous les membres, pour les trois rotations, les trois translations et les forces verticales de réaction au sol ...102
Tableau 4.3	Évolution de la flexion/extension moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr111
Tableau 4.4	Évolution de l'adduction/abduction moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr112
Tableau 4.5	Évolution de la rotation interne/externe moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr112
Tableau 4.6	Évolution de la translation crânio-caudale moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr113
Tableau 4.7	Évolution de la translation médio-latérale moyenne simulée et dans la littérature suite à une RLCCr113
Tableau 4.8	Évolution de la translation proximo-distale moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr114

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Os du membre pelvien canin.....	4
Figure 1.2 Six degrés de liberté du genou, incluant 3 rotations et trois translations.....	5
Figure 1.3 Articulation d'un genou canin sain.....	9
Figure 1.4 Les bandes du LCCr : vue crâniale de l'articulation du genou canin.	11
Figure 1.5 Schématisation de la compression tibiale.	17
Figure 1.6 Diagnostic d'une RLCCr.	21
Figure 1.7 Technique intra-capsulaire.....	24
Figure 1.8 Technique extra-capsulaire, aspect latéral.	26
Figure 1.9 Théorie de Slocum & Devine (1983).....	28
Figure 1.10 Technique d'ostéotomie circulaire du coin crânial tibial (CTWO).....	28
Figure 1.11 Technique de nivellement du plateau tibial (TPLO).....	29
Figure 1.12 Théorie de Tepic (2002).....	31
Figure 1.13 Technique d'avancement de la tubérosité tibiale (TTA).....	31
Figure 1.14 Exemple de données types générées par une plate-forme de forces : forces de réaction au sol de 2 pattes (arrière et avant du même côté) d'un chien au trot.	39
Figure 1.15 La cinématique telle que mesurée par des marqueurs rétro-réfléctifs suivis par une caméra-vidéo dans le temps et dans l'espace.	41
Figure 1.16 Goniomètre à 6 degrés de liberté pour la mesure du mouvement 3D du tibia par rapport au fémur.	42
Figure 1.17 Transformations nécessaires entre différents repères pour évaluer la cinématique tridimensionnelle selon le protocole de Korvick et al. (1994).	43

Figure 1.18	Schématisation d'un système évaluant l'effet d'une TPLO sur la stabilisé crâniale du genou selon Reif et al. (2002).	47
Figure 1.19	Photographie et schématisation illustrant le positionnement du spécimen dans le montage de Wazee et al. (2001).	48
Figure 1.20	Photographie du système de mise en charge développé par Harper et al. (2004) et inspiré du montage de Patterson et al. (1991).	51
Figure 1.21	Robot manipulateur développé par Li et al. (2002).	52
Figure 1.22	Le "Oxford Rig".....	54
Figure 1.23	Schématisation du montage expérimental de Lo et al. (2008).....	57
Figure 1.24	Schématisation du montage de Stukenborg-Colsman et al. (2006)	58
Figure 1.25	Schématisation du "Instron-Stanmore Knee Simulating Machine".....	59
Figure 1.26	Schématisation de l'action musculaire du simulateur de Ahmed et al. (2002).	60
Figure 1.27	Schématisation du "Durham 6-station simulator"	61
Figure 1.28	Environnement du "AMTI-Boston 6-station knee simulator"	61
Figure 1.29	Système à 4 barres pour contrôler le mouvement du genou selon Menschik et al. (1987).	62
Figure 1.30	Schématisation du montage de Wilson.	64
Figure 3.1	Schématisation du montage expérimental développé.	71
Figure 3.2	Articulation artificielle de la cheville, à deux degrés de liberté.	72
Figure 3.3	Articulation coxo-fémorale artificielle, à deux degrés de liberté.	73
Figure 3.4	Évolution de l'angle du genou canin lors d'un cycle au trot selon la littérature.....	75
Figure 3.5	Évolution de l'angle de la hanche canine lors d'un cycle au trot selon la littérature.....	75
Figure 3.6	Évolution du déplacement linéaire absolu du tarse artificiel commandé.	76

Figure 3.7	Évolution de l'angle de flexion/extension du tarse artificiel commandé.	76
Figure 3.8	Position initiale de l'angle de la cheville artificielle, contrôlé par le moteur rotatif.	77
Figure 3.9	Position initiale du plateau inférieur contrôlé par le vérin linéaire.	78
Figure 3.10	Corps rigides tels que positionnés sur les os de l'articulation du genou.	80
Figure 3.11	Simulation de la traction des quadriceps.	81
Figure 3.12	Membre canin installé dans le montage.	82
Figure 3.13	Vérification de l'angle initial du genou.	82
Figure 3.14	Emplacement spécifique des corps rigides et des marqueurs sur le modèle réel.	85
Figure 3.15	Modélisation de l'emplacement spécifique des corps rigides et des marqueurs sur le modèle virtuel.	86
Figure 3.16	Approximation des condyles fémoraux par un cylindre dans le modèle virtuel.	87
Figure 3.17	Approximation de la tête fémorale par une sphère dans le modèle virtuel.	88
Figure 3.18	Approximation du centre du talus dans le modèle virtuel.	89
Figure 3.19	Approximation du centre du plateau tibial dans le modèle virtuel.	89
Figure 3.20	Modélisation des marqueurs et des systèmes d'axes anatomiques du fémur et du tibia dans le modèle virtuel.	91
Figure 3.21	Transformations matricielles entre les différents repères pour évaluer le mouvement relatif du tibia par rapport au fémur dans le repère global.	92
Figure 3.22	Rotations d'axes mobiles du fémur dans l'ordre X_F, Y_F', Z_F''	93
Figure 3.23	Translations définies selon les origines des repères anatomiques dans le repère global : vue crâniale.	94

Figure 3.24	Cellule de forces pour la mesure des forces verticales de réaction au sol.	96
Figure 3.25	Arthrotomie de la patte, Section du LCCr et réparation de l'incision.	98
Figure 4.1	Évolution des angles de flexion/extension moyens, lissés, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».	103
Figure 4.2	Évolution des angles d'abduction/adduction moyens, lissés, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».	105
Figure 4.3	Évolution des angles de rotation interne/externe moyens, lissés, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».	106
Figure 4.4	Évolution des translations crânio-caudales moyennes, lissées, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».	107
Figure 4.5	Évolution des translations médio-latérales moyennes, lissées, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».	108
Figure 4.6	Évolution des translations proximo-distales moyennes, lissées, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».	109
Figure 4.7	Évolution des forces verticales de réaction au sol des 6 spécimens à l'état « SAIN ».	110

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Bidimensionnel(le)(s)
3D	Tridimensionnel(le)(s)
APT	Angle du plateau tibial
BW	Poids du corps du chien (body weight)
CaL	Bande caudo-latérale du ligament croisé crânial
CM	Bande crânio-médiale du ligament croisé crânial
CT–Scan	Tomodensitométrie
CTWO	Technique d’ostéotomie circulaire du coin crânial tibial
c.à.d.	C'est-à-dire
EMG	Électromyographie
FVRS	Forces verticales de réaction au sol
IRM	Imagerie par résonance magnétique
ISL	Instrumented spatial linkage
Lat.	Latéral
LCCr	Ligament croisé crânial
LCCa	Ligament croisé caudal
LCM	Ligament collatéral médial
LCL	Ligament collatéral latéral
LCA	Ligament croisé antérieur
Lig.	Ligament(s)
M.	Muscle(s)

Med.	Médial
MTS	Machine à traction hydraulique
OA	Ostéoarthrite
RLCCr	Rupture du ligament croisé crânial
TTA	Tibial tuberosity advancement
TPLO	Tibial plateau leveling osteotomy
TMRI	Technique modifiée d'imbrication du rétinacle

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

kg	Kilogramme (unité de masse)
°C	Degré Celsius (Unité calorifique)
°	Degré (Unité mécanique)
mm	Millimètre (Unité de longueur)
N	Newton (Force)

INTRODUCTION

Depuis la découverte des pathologies de l'articulation du genou canin, la rupture du ligament croisé crânial est au premier plan. Elle est représentée dans plus de 50% des cas de pathologies liées au genou. Aux États-Unis, en 2003, les frais en traitements et en soins de ce type de blessures ont atteint 1,32 milliard de dollars (Wilke, Robinson et al. 2005).

La rupture du ligament croisé crânial est une source d'instabilité, d'inflammation, de douleur et de boiterie. Ce type de pathologie se répercute souvent sur les autres structures de l'articulation, augmentant le risque de blessures méniscales, et déclenche une cascade dégénérative dont le résultat final est le développement de l'ostéoarthrite (Boyd, Matyas et al. 2000). Le traitement médical est acceptable chez les chiens de moins de 15Kg; alors que le traitement chirurgical est la seule option valable chez les chiens de plus de 15Kg (Vasseur, Pool et al. 1985). Cependant, les chirurgies interviennent à un stade avancé de la pathologie et ne freinent pas le développement d'ostéoarthrite (OA) dans la majorité des cas.

La rupture du ligament croisé crânial est une pathologie complexe et multifactorielle. Les vétérinaires ont à leur disposition une multitude de techniques chirurgicales pour son traitement. Selon la technique employée, 85% à 90% des patients démontrent une amélioration clinique. Mais à plus long terme, plusieurs d'entre eux souffrent de douleurs et de boiterie persistantes (Harari 1995; Moore and Read 1996; Johnson AL 2002; Vasseur 2003). La recherche d'une technique chirurgicale optimale entraîne l'apparition de nouvelles techniques aux dépens des chirurgies traditionnelles qui tombent aux oubliettes sans raison évidente. En chirurgie vétérinaire, peu de sujets ont soulevés autant de controverses et d'opinions divergentes que la reconstruction optimale des ligaments croisés du genou et le bien fondé des nouvelles techniques chirurgicales. Malgré les nombreuses publications dans la littérature vétérinaire sur l'étiologie, sur le diagnostic et le traitement de cette pathologie, ce sujet de controverses est justifié par la difficulté d'évaluer de façon fiable et objective le fonctionnement pré et postopératoire du genou (Aragon and Budsberg 2005). La réussite d'une technique chirurgicale à rétablir la fonction normale du genou est généralement

évaluée par des critères subjectifs et généraux tels que l'observation de la démarche du patient à la marche, au trot et à la course, par la palpation du genou, par le test clinique nommé "test du tiroir", par l'analyse des forces de réaction au sol, par l'évaluation de la cinématique et/ou par la mesure de la laxité articulaire. L'apport de méthodes objectives d'évaluation des techniques chirurgicales et la standardisation des protocoles de réadaptation permettraient d'améliorer les techniques chirurgicales existantes et de prédire le succès éventuel des techniques chirurgicales nouvellement découvertes.

Dans cet ordre d'idée, Wexler et al. (1998) ont démontré l'importance de considérer la complexité du mouvement du genou dans l'espace (Wexler, Hurwitz et al. 1998). Saleh et Murdoch (1985) ont démontré qu'il est nécessaire d'utiliser des systèmes de mesures quantitatifs pour mesurer la cinématique des genoux canins (Saleh and Murdoch 1985). Chailleux et al. (2005) ont démontré que l'analyse de la cinématique 3D du genou canin est un outil objectif et valide pour évaluer les effets d'une intervention chirurgicale, qui pourra grâce à cet outil être testée, validée et améliorée en vue d'un résultat optimal. Nous croyons qu'il est donc important que les techniques de reconstructions ligamentaires visent à rétablir la cinématique 3D du genou afin que le patient recouvre une fonction articulaire normale.

L'évaluation 3D du mouvement se fait *in vivo* en laboratoire depuis des décennies. De simples capteurs de mouvement sont placés sur la peau du patient pour effectuer les mesures de la cinématique. Cependant, il est difficile d'effectuer une mesure précise du mouvement des os camouflés par la peau et les muscles. En plus, la douleur résultante de l'application des marqueurs directement sur les os entraîne un changement dans la démarche du patient et introduit alors un biais.

Les études *in vitro* ont donc gagné de la popularité du fait qu'elles sont éthiquement plus acceptables que les études *in vivo* et du fait que les expériences s'y déroulent dans un environnement contrôlé. Cependant, la majorité des études *in vitro* proposent des modèles statiques en deux dimensions alors que le genou permet six degrés de liberté en trois dimensions. Bien que ces modèles statiques soient intéressants de part leur simplicité et leur

répétabilité, ils ne permettent pas une reproduction fidèle de la cinématique du genou. Actuellement, nous croyons qu'il n'existe pas de modèle fiable pour une évaluation reproductible *in vitro* de la fonction du membre pelvien canin, se rapprochant des conditions de mise en charge physiologiques.

Le but de ce projet est donc de valider un montage expérimental mécanique automatisé visant à reproduire *in vitro* la cinématique tridimensionnelle (3D) du membre pelvien canin, mis sous charge, durant la phase d'appui. Une fois ce montage validé, il sera utilisé pour évaluer les déplacements internes de genoux sains et souffrants d'une rupture du ligament croisé crânial.

Pour formuler les hypothèses, un recensement de la littérature sur l'anatomie du genou canin, sur les causes, les effets et les traitements de la rupture du ligament croisé crânial ainsi que sur les méthodes cliniques et expérimentales d'évaluation des techniques chirurgicales, est présenté dans le chapitre 1. Sur le fond de cette revue, nous avons pu établir, dans le chapitre 2, la problématique et le but de l'étude. La méthodologie employée pour la conception du montage et pour l'analyse du mouvement est exposée dans le chapitre 3. Il est à noter que la partie conception proprement dite fait l'objet d'un deuxième projet de maîtrise réalisé par Julien Clément. Plus de détails relatifs à cette section seront donc présentés dans son mémoire. Le chapitre 4 présente les résultats des expériences. Les chapitres 5 et 6 discutent des résultats obtenus et exposent les conclusions et les recommandations qui découlent de cette étude.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Généralités

Le genou canin est l'articulation la plus large chez le chien. Elle se compose de trois articulations, soit l'articulation fémoro-tibiale, l'articulation fémoro-patellaire et l'articulation tibio-fibulaire proximale (Carpenter and Cooper 2000; Evans 2007). L'articulation fémoro-tibiale est définie par le condyle latéral et le condyle médial du fémur et par les os sésamoïdes du tibia des muscles poplité et gastrocnémien (Figure 1.1).

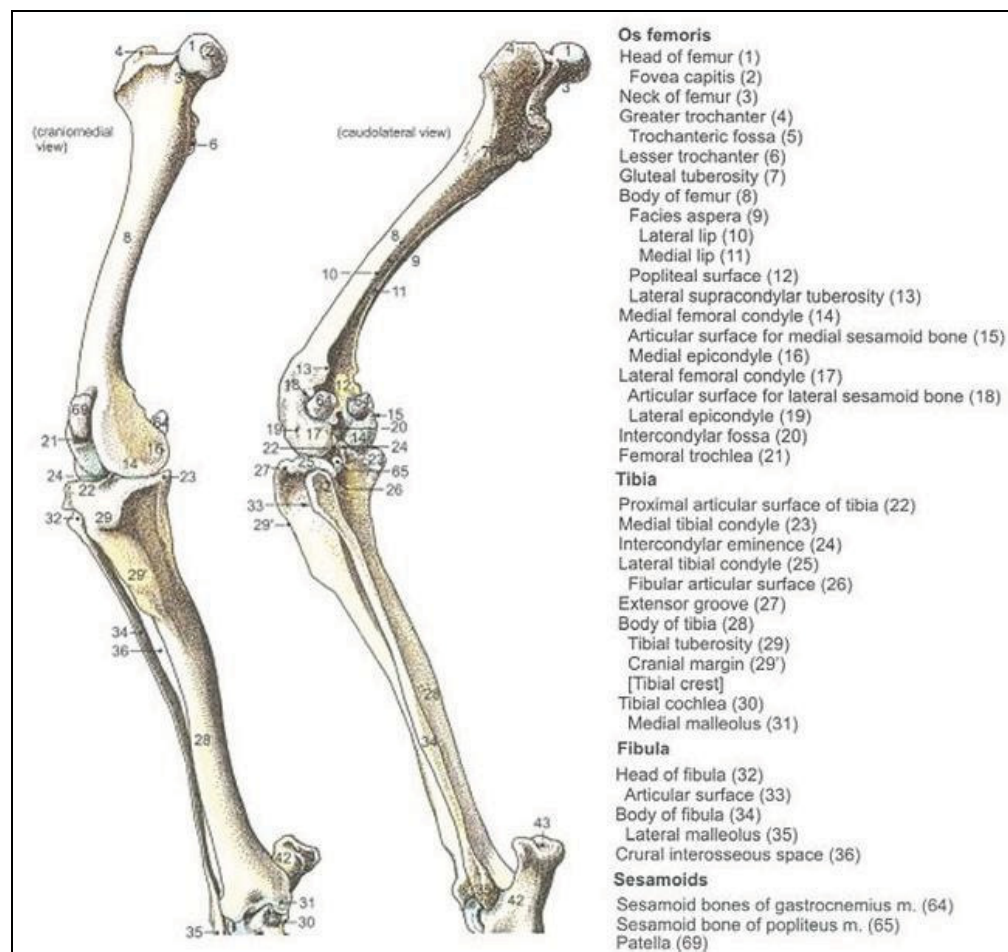


Figure 1.1 Os du membre pelvien canin.

Tirée de (Budras, Fricke et al. 2007) p.77

Le genou est une articulation synoviale condyloire multiaxiale (Carpenter and Cooper 2000; Budras, Fricke et al. 2007; Evans 2007). Il possède six degrés de liberté. Cette articulation autorise trois rotations soit l'abduction/adduction du tibia par rapport au fémur, la rotation interne/externe du tibia par rapport au fémur et, avec une mobilité plus importante dans le plan sagittal, la flexion/extension entre le fémur et le tibia (Carpenter and Cooper 2000; Zhang, Shiavi et al. 2003). Trois translations complètent la liste des mouvements autorisés, soit la translation crânio-caudale, la translation médio-latérale et enfin la translation proximo-distale du tibia par rapport au fémur (Figure 1.2). Les mouvements se produisent simultanément dans les trois plans d'où la complexité de cette articulation (Tapper, Fukushima et al. 2006).

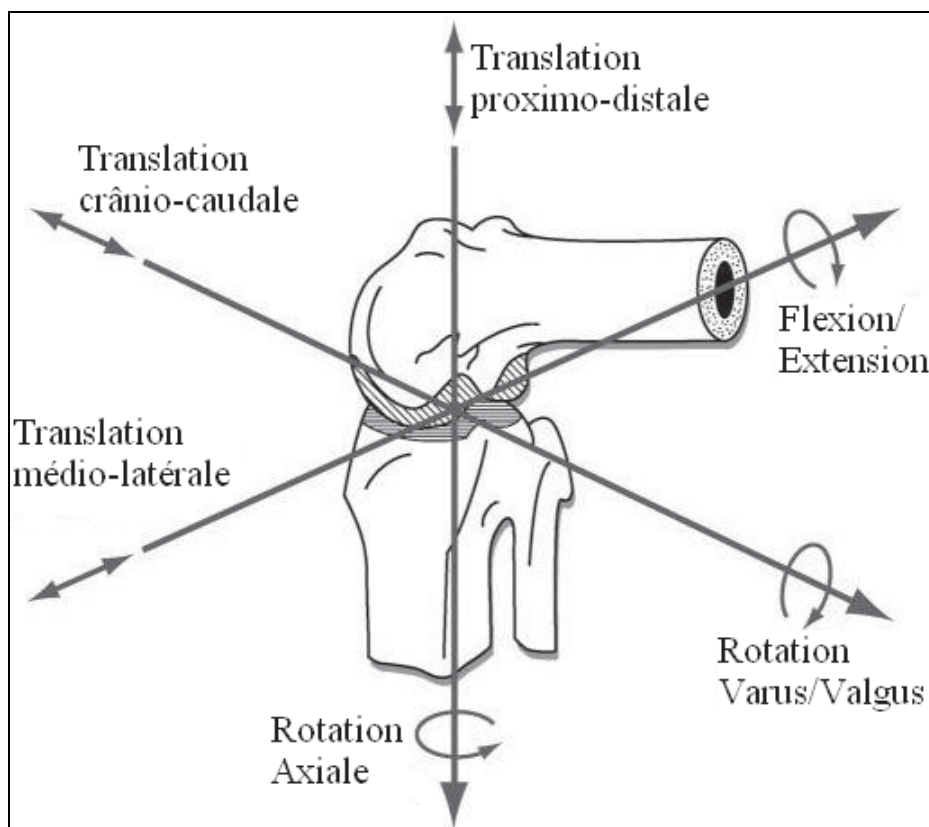


Figure 1.2 Six degrés de liberté du genou, incluant 3 rotations et trois translations.
Tirée de (Komdeur, Pollo et al. 2002)

Dans ce travail, l'attention est particulièrement portée sur le mouvement du tibia par rapport au fémur. C'est la raison pour laquelle, le rôle respectif de la rotule et de la fibula dans la biomécanique du genou ne sera pas abordé.

Les ligaments sont des tissus fibreux qui relient les os de l'articulation entre eux, assurant ainsi la stabilité et la coaptation articulaire. Les muscles squelettiques interviennent dans le mouvement volontaire des membres en se contractant, en s'étirant et en se relâchant. Ils sont soit attachés les uns aux autres, soit fixés aux os par des tendons. Les deux ménisques, médial et latéral, sont des disques semi-lunaires fibrocartilagineux localisés entre les condyles fémoraux et le plateau tibial (Jerram and Walker 2003; Vasseur 2003). Il a été démontré qu'ils servent en premier lieu à la transmission de la charge à travers le genou, d'autant que 50% de la charge totale à travers l'articulation est supportée par les ménisques. Ils permettent aussi une meilleure accommodation des condyles fémoraux sur le plateau tibial, ce qui améliore la stabilité du genou. Enfin, ils protègent les surfaces articulaires du tibia et du fémur en absorbant les chocs et aident à la lubrification de l'articulation (Carpenter and Cooper 2000).

La complexité d'un mouvement est directement liée à la structure et aux fonctions des différents constituants anatomiques de l'articulation. Les ligaments croisés, le ligament patellaire, le mécanisme des quadriceps, les ligaments collatéraux, les ménisques et la capsule articulaire assurent la stabilité du genou et la répartition de la charge dans l'articulation (Jerram and Walker 2003). L'altération de l'un ou l'autre de ses éléments entraîne la détérioration de l'articulation et cause souvent des dommages à ses autres structures (Carpenter and Cooper 2000).

Ainsi, une meilleure compréhension de l'anatomie du membre pelvien canin et plus particulièrement de l'anatomie du genou canin est impérative pour un diagnostic efficace et un traitement optimal réparateur des ruptures ligamentaires. La suite est donc un rappel du système musculaire du membre pelvien canin, des ligaments du genou canin et de leurs fonctions.

1.2 Rappels anatomiques

1.2.1 Système musculaire du membre pelvien canin

La fonction du genou est nettement influencée par la musculature pelvienne (Jerram and Walker 2003). Le pelvis et la cuisse sont couverts, de part et d'autre, de muscles qui sont, pour la plus part, communs aux deux régions (Annexe II). Ces muscles permettent les mouvements de la cuisse et de la patte.

Il est clair qu'il est difficile de séparer les muscles en groupes distincts. D'un auteur à un autre, les groupes musculaires diffèrent. Certains les classent selon leur situation, d'autres selon leurs fonctions, leurs innervations ou même en jumelant ces critères (Carpenter and Cooper 2000; Budras, Fricke et al. 2007; Evans 2007).

Dans ce travail, les muscles ont été regroupés dans le tableau présenté dans l'annexe II (cf. Annexe II, tableau 2.1, p. 139) selon leur fonction et leur situation, en allant du pelvis vers la partie distale du tibia. Le résultat est une inspiration de plusieurs articles (Wentink 1977; DeCamp, Soutas-Little et al. 1993; Carpenter and Cooper 2000; Shahar and Milgram 2001; Shahar and Banks-Sills 2002; Shahar, Banks-Sills et al. 2003) et œuvres de références (Marieb 2005; Budras, Fricke et al. 2007; Evans 2007). Seuls les muscles agissant directement ou indirectement sur le genou ont été cités.

Il en ressort les groupes musculaires suivants : le muscle tenseur de fascia lata, les muscles du pelvis, les muscles ischio-jambiers, les muscles profonds de la hanche, les muscles de la partie médiale de la cuisse, les muscles de la patte et le muscle poplité. Le tableau fournit, pour chaque muscle, des informations sur sa forme, sa situation par rapport aux autres muscles, ses points d'origine et d'insertion et ses principales actions. Les figures démonstratives sont présentées dans l'appendice. L'annexe I (p.138) présente les appellations des muscles selon la norme de Nomina Anatomica Veterinaria (International Committee on Veterinary Gross Anatomical Nomenclature 2005), ainsi que la traduction française proposée.

1.2.2 Anatomie et fonctions des ligaments dans le genou canin

Il existe quatre ligaments dans le genou. Le ligament collatéral latéral (LCL) (**Figure 1.3(C)**), le ligament collatéral médial (LCM) (**Figure 1.3(A)**), le ligament croisé crânial (LCCr) (**Figure 1.3(G)**) et le ligament croisé caudal (LCCa) (**Figure 1.3(F)**), sont les structures anatomiques les plus impliquées dans la stabilité du genou (Carpenter and Cooper 2000). En tête de liste se trouve le ligament croisé crânial dont la rupture est la pathologie articulaire la plus fréquente chez les chiens (Paatsama 1952).

Les ligaments unissent les os entre eux. Ils sont formés d'un tissu conjonctif dense régulier. Ils contiennent beaucoup de fibres élastiques, ce qui les rend extensibles. Le rôle des ligaments est de limiter le mouvement d'une articulation. Les ligaments peuvent avoir un rôle primaire, secondaire ou passif dans la stabilisation d'une articulation. Ainsi, un ligament est dit *stabilisateur primaire ou actif* s'il est la première structure à résister à une charge, *stabilisateur secondaire* s'il a un rôle moindre ou s'il remplace un stabilisateur primaire absent ou défaillant, *stabilisateur passif* dans le cas où des charges externes sont appliquées sur l'articulation. Les ligaments sont aussi dotés de plusieurs récepteurs proprioceptifs. Ils informent le système nerveux central de la position, de la vitesse et de l'accélération de l'articulation, assurant ainsi une stabilisation dynamique par l'intermédiaire des muscles squelettiques (de Rooster, de Bruin et al. 2006).

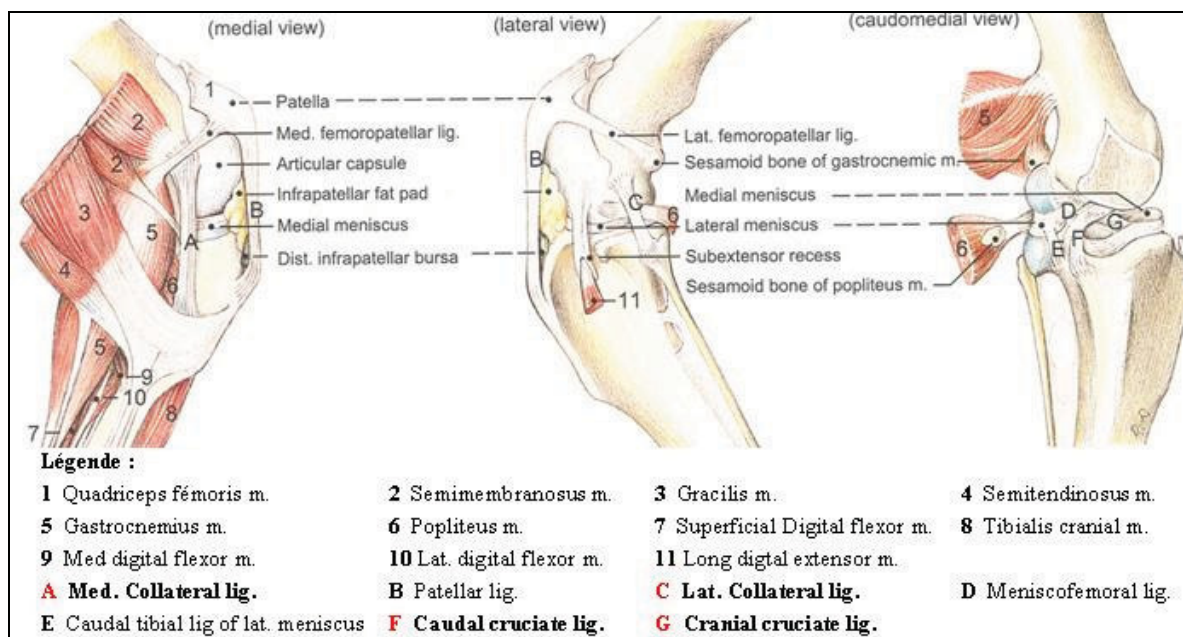


Figure 1.3 Articulation d'un genou canin sain.

Tirée de (Budras, Fricke et al. 2007) p.87

1.2.2.1 Les ligaments croisés

Comme leur nom l'indique, les deux ligaments de ce groupe se croisent à l'intérieur de l'articulation du genou. Ils sont recouverts par la membrane synoviale. Cette enveloppe permet aux ligaments croisés d'occuper un espace extra-synovial, les protégeant ainsi des effets dégénératifs de l'environnement synovial tout en étant totalement intra-articulaires (de Rooster, de Bruin et al. 2006).

1.2.2.1.1 Le ligament croisé crânial (LCCr)

Le LCCr est composé de structures multi-fasciculaires enveloppées dans un tissu conjonctif appelé "épiligament". Chaque fascicule regroupe de un à dix sous unités fasciculaires ondulées enveloppées par un tissu ligamenteux fin. Ces sous unités fasciculaires contiennent des faisceaux de fibres de collagènes orientées différemment. Le recrutement des fibres s'adapte à chaque changement tridimensionnel subtil dans la position du genou. Au cours du mouvement, certains de ses faisceaux s'étirent alors que d'autres se relâchent. Ce phénomène stabilise l'articulation tout au long du mouvement.

Le LCCr a une forme spiralée et s'enroule sur le LCCa. Aux points de contact des deux ligaments, les fibres de collagène sont plus denses. Le LCCr contient du collagène de type I à plus de 90% et du collagène de type III (Amiel, Frank et al. 1984). La longueur du LCCr, directement proportionnelle au poids du chien, varie en moyenne de 13.5 à 18.7 mm (de Rooster, de Bruin et al. 2006). Peu de vaisseaux sanguins vascularisent la section intermédiaire du LCCr (Vasseur 2003). Le frottement du LCCr sur le LCCa peut, en plus, réduire l'apport sanguin au LCCr. Le LCCa est moins concerné puisqu'il est globalement plus vascularisé.

Le ligament croisé crânial prend origine sur la partie caudo-médiale du condyle latéral du fémur. Certaines fibres de la partie crânio-dorsale du ligament arrivent de la partie caudo-latérale de la région intercondyalaire. Au niveau des attaches osseuses, des zones de transitions fibrocartilagineuses et en cartilage minéralisé permettent un passage graduel en raideur, minimisant ainsi le stress imposé au ligament. Depuis son origine, le LCCr rétrécit, se tord en spirales autour du LCCa puis s'insère sur la région crâniale intercondyalaire du tibia.

Le LCCr a deux régions fonctionnelles majeures ou bandes (Figure 1.4) : une bande crânio-médiale (**CM**) et une bande plus large caudo-latérale (**CaL**). Ces deux bandes sont spiralées à un angle de 90° entre les zones d'attache (Vasseur 2003). La bande caudo-latérale (**CaL**) du LCCr se tend en extension et se relâche en flexion; la bande crânio-médiale (**CM**) du LCCr se relâche peu en extension et se tend en flexion.

Ceci peut être facilement expliqué en se penchant sur l'origine du LCCr : lorsque le genou fléchit, la partie distale de l'attache fémorale du LCCr se déplace de façon crâniale vers l'attache tibiale de ce dernier. Ce qui entraîne le relâchement du ligament. En même temps, l'attache fémorale de la région CM du LCCr s'éloigne du tibia. Ce qui entraîne une tension dans la région CM du ligament.

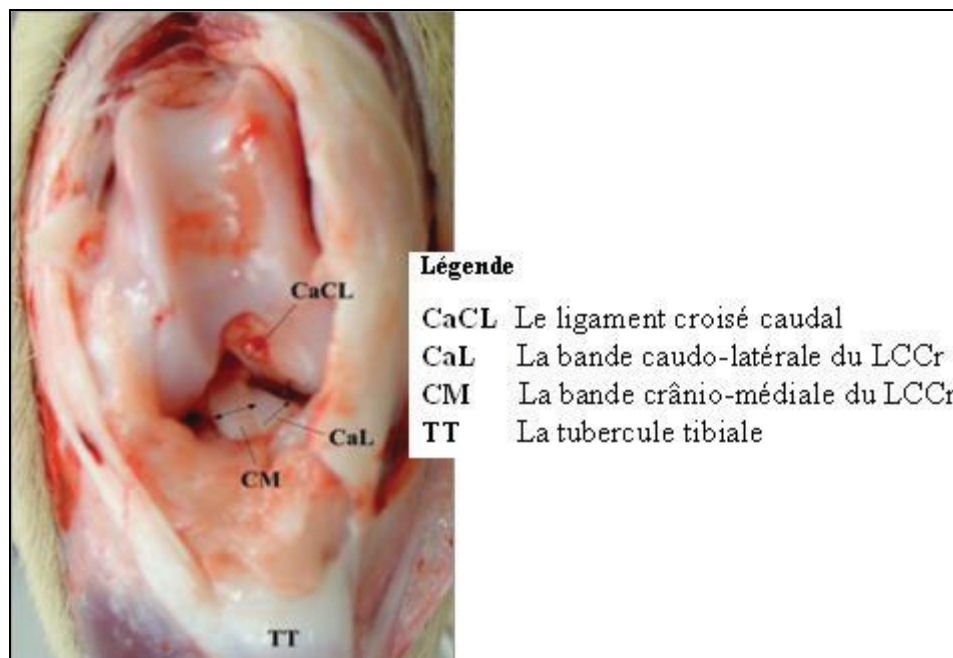


Figure 1.4 Les bandes du LCCr : vue crâniale de l'articulation du genou canin.

Tirée de (de Rooster, de Bruin et al. 2006)

1.2.2.1.2 Le ligament croisé caudal (LCCa)

Le LCCa est plus long et un peu plus large que le LCCr. Ce ligament prend son origine à l'encoche latérale du condyle fémoral médial. Le LCCa croise caudo-distalement le LCCr, mais reste médial par rapport à ce dernier. Il s'insère ensuite dans l'aspect médial de l'encoche poplitée du tibia. Le LCCa a aussi deux bandes fonctionnelles : la bande crâniale du LCCa se tend en flexion et se relâche en extension; la bande caudale du LCCa se relâche en flexion et se tend en extension. La relaxation relative des fibres du ligament croisé caudal peut s'expliquer par le même principe de mouvement des attaches osseuses du ligament (de Rooster, de Bruin et al. 2006).

1.2.2.1.3 Fonctions des ligaments croisés

En extension, le LCCr (CaL et CM) est tendu limitant ainsi la translation crâniale du tibia relativement au fémur. La bande CM du LCCr est tendue durant la totalité du cycle du mouvement. En flexion, elle contribue majoritairement à la stabilité crânio-caudale du genou. En flexion, la bande CaL du LCCr est relâchée. Elle agit sur la translation crâniale du tibia par une faible contrainte.

Le LCCr contrôle et produit subtilement la rotation du tibia par rapport au fémur. Lors de la flexion du genou, les ligaments croisés s'enveloppent et s'enroulent l'un sur l'autre, ce qui limite même l'amplitude de la rotation interne normale du tibia. Lors de l'extension du genou, les ligaments croisés accompagnent les ligaments collatéraux et ne fournissent qu'une action secondaire pour limiter la rotation interne. Chez les chiens, aucun effet des ligaments croisés n'est relevé sur la rotation externe, pas même en second plan. Les ligaments croisés sont d'importants acteurs secondaires en varus et en valgus.

La bande CM, et particulièrement la bande CaL, se tendent, prévenant ainsi l'hyper-extension du genou. La bande caudale du LCCa a seulement un rôle secondaire pour prévenir l'hyper-extension du genou (Arnoczky and Marshall 1977). L'hyper-flexion du genou ne peut normalement pas avoir lieu grâce aux muscles. En flexion, les ligaments croisés sont enlacés prévenant ainsi l'effondrement du genou pendant la phase d'appui. Cependant, la contraction des quadriceps peut causer une subluxation crâniale du tibia pendant la phase d'appui. Un LCCr sain permet de prévenir ce phénomène.

L'importance du LCCa dans la stabilité du genou est bien inférieure à celle du LCCr. Son rôle primaire consiste à prévenir la translation caudale du tibia par rapport au fémur (Arnoczky and Marshall 1981; Slocum and Devine 1998). En flexion, sa bande crâniale hérite du rôle primaire pour assurer la stabilité caudale dans le cas de perte ou de déficience des ligaments collatéraux (Wingfield, Amis et al. 2000).

Selon Slocum et Devine (1993), le LCCr fournirait une stabilisation passive seulement dans le cas où l'action du biceps femoris et des muscles ischio-jambiers est insuffisante pour s'opposer à la translation crâniale du tibia (Slocum and Slocum 1993). Le LCCr est alors seulement un mécanisme de secours. Or, il se trouve que LCCr doit continuellement fournir cet effort pour équilibrer le rôle des muscles et résister à l'action de la pente tibiale. Dans le cadre de ce travail, l'intérêt est porté sur le mode de stabilisation passif mais aussi sur le mode actif du LCCr puisque c'est cette stabilisation que les vétérinaires tentent de rétablir à l'aide des procédures chirurgicales dynamiques.

1.2.2.2 Les ligaments collatéraux

1.2.2.2.1 Le ligament collatéral médial (LCM)

Le LCM prend origine sur la région ovale de l'épicondyle médial fémoral. Il s'étend distalement en formant une attache solide avec la capsule articulaire et le ménisque médial. Il s'insère sur la région rectangulaire sur le bord médio-proximal du tibia. Une bourse localisée entre le LCM et le tibia réduit la friction et aide au mouvement caudal durant la flexion.

Du point de vue fonctionnel, le LCM se compose d'une partie caudale et d'une autre crâniale. Pendant la flexion, la partie caudale est relâchée puis se tend en extension, alors que la partie crâniale reste tendue pendant la flexion et l'extension du genou (Vasseur and Arnoczky 1981).

1.2.2.2.2 Le ligament collatéral latéral (LCL)

Le LCL prend origine sur la région de l'épicondyle latéral du fémur et du ligament fémoro-patellaire latéral, en passant sur le tendon d'origine du muscle poplité. Il s'insère caudo-distalement sur la tête fibulaire. Il s'attache au condyle latéral du tibia par un tissu conjonctif lâche. Pendant la flexion, le LCL reste lâche et pratiquement plié. Ceci autorise au condyle fémoral latéral un degré de liberté caudal qui engendre une rotation interne du tibia durant la flexion. Inversement, le LCL se tend durant l'extension.

1.2.2.2.3 Fonctions des ligaments collatéraux

Les ligaments collatéraux travaillent de pair pour minimiser les angulations du tibia en varus et en valgus pendant l'extension. Cependant, durant la flexion, avec le relâchement du LCL, une angulation minime en varus et en valgus peut avoir lieu. Avec les ligaments croisés, ils stabilisent le genou en rotation durant l'extension et la flexion.

En extension, ils sont tendus permettant ainsi une action primaire contre les rotations internes, et ce avec l'action secondaire des ligaments croisés. En extension, les ligaments collatéraux sont les premiers acteurs dans la restriction de la rotation. En flexion, le relâchement du LCL, combiné à son attache peu solide au ménisque médial, engendre la rotation interne du tibia par rapport au fémur. Sur un genou canin sain, la rotation interne est alors contrôlée par l'enroulement du LCCr autour du LCCa. Ainsi, les ligaments croisés ont pour rôle primaire le contrôle de la rotation interne pendant la flexion. Cependant, ces derniers n'ont aucun rôle pour prévenir la rotation externe, que ce soit pendant la flexion ou pendant l'extension. Cette tâche revient exclusivement aux ligaments collatéraux.

1.2.3 Récapitulatif

Pendant la phase d'appui, l'articulation du genou occupe un angle variant de 105° à 160° dans le plan sagittal. La flexion varie de 65° à 90° et l'extension de 35° à 60° . À un angle de 90° , le tibia peut tourner de 10° à 20° vers l'intérieur et de 30° à 40° vers l'extérieur. En extension, les ligaments collatéraux ne permettent aucune rotation (Budras, Fricke et al. 2007).

Le tableau suivant (Tableau 1.1) récapitule le rôle primaire (I), secondaire (II) et passif (P) des quatre ligaments les plus impliqués dans la stabilité du genou à la marche (flexion (flex.) et extension (ext.)), sous charge. Les mouvements sont la translation (tr.) crânio-caudale, la rotation (rot.) interne-externe et le varus-valgus du tibia par rapport au fémur.

Tableau 1.1 Rôle des quatre principaux ligaments stabilisateurs du genou

	LCCr		LCCa		LCM	LCL
	MC	CaL	Ca	Cr		
ROT. INTERNE du tibia	I flex. II ext.		-		I ext.	I ext. P flex.
ROT. EXTERNE du tibia	-		-		I	I
VARUS du tibia	II		II		I ext. II flex.	I ext.
VALGUS du tibia	II		II flexion		I ext. II flex.	I ext.
TR. CAUDALE	II flex.	-	I		II	II
TR. CRÂZIALE	I ext. I flex.	I ext. II flex.	-		II	II
HYPER- EXTENSION	I		II	-	-	-
HYPER- FLEXION	P flex.		-		-	-

Légende :**I** : rôle primaire**II** : rôle secondaire**P** : rôle passif**TR.** : translation**ROT.** : rotation

1.3 La rupture du ligament croisé crânial

1.3.1 Pathophysiologie

La rupture du LCCr (RLCCr) est la pathologie la plus fréquente chez les chiens (Johnson, Austin et al. 1994; Vasseur 2003). Les facteurs suspectés d'être impliqués dans cette pathologie sont nombreux. Il existe des facteurs de risque en rapport avec l'anatomie du LCCr, son rôle unique dans la biomécanique du genou, ses propriétés mécaniques et son orientation spatiale dans l'articulation. Cette pathologie peut ainsi être causée suite à une rupture traumatique soudaine ou suite à un processus dégénératif chronique du ligament.

1.3.1.1 Points faibles anatomiques du ligament croisé crânial

Le LCCr est peu vascularisé. Le stress dû à l'enroulement du LCCr sur le LCCa réduit d'autant plus l'apport sanguin au LCCr. Ceci empêche les microblessures de se régénérer et entraîne l'affaiblissement du ligament (Carpenter and Cooper 2000).

La résistance du LCCr est plus faible que celle du LCCa. Le LCCr ne supporte que de faibles charges ne dépassant pas 20% de sa résistance à la rupture et son module d'élasticité diminue avec l'âge (Beynon and Fleming 1998). Ces changements dégénératifs sont alors une condition préalable à sa rupture.

Aussi, à cause de l'interaction combinée de ses deux bandes, une lésion isolée d'une région du LCCr ne provoque pas nécessairement une instabilité cliniquement détectable (de Rooster, de Bruin et al. 2006). Il est donc difficile d'arrêter le processus dégénératif à temps ou de traiter cette pathologie à ses débuts.

1.3.1.2 Biomécanique du genou

Le membre pelvien canin supporte une charge équivalente à 20 % du poids du chien (Lee, Bertram et al. 1999). Pendant la phase d'appui, la force de réaction au sol combinée à la contraction des muscles extenseurs du genou (les quadriceps (Figure 1.5(A)) et le long extenseur digital (Figure 1.5(C))) et des muscles extenseurs du tarse (le gastrocnémien et le fléchisseur superficiel des digits (Figure 1.5(B))) s'opposent à la force appliquée par le poids du chien. Cette combinaison de forces forme la compression tibiale. L'inclinaison du plateau tibial convertit alors cette compression fémoro-tibiale en une force de cisaillement crâniale, appelée la "poussée tibiale crâniale" (Slocum and Devine 1983). Un LCCr sain s'oppose à la translation tibiale crâniale induite par cette force, et ce avec la contribution des muscles ischio-jambiers.

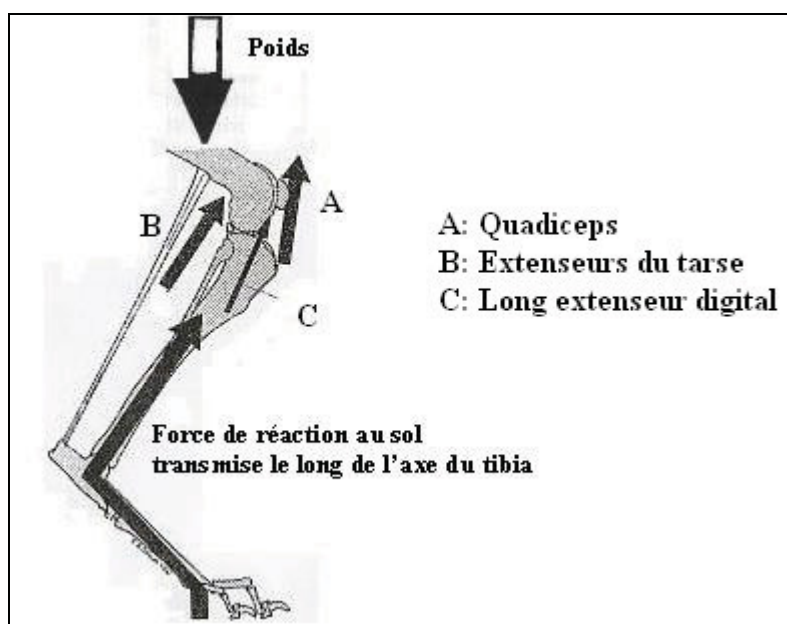


Figure 1.5 Schématisation de la compression tibiale.
Inspirée de (Slocum and Slocum 1993)

Le rôle du LCCr étant de limiter l'hyper-extension et la rotation interne du genou, sa rupture entraîne une rotation latéro-médiale plus prononcée ainsi qu'une hyper-extension exagérée. Les victimes d'une RLCCr s'adaptent à la déficience de leur ligament en réduisant la charge sur le membre affecté et démontrent une flexion plus importante du genou pathologique pour éviter l'hyper-extension (Korvick, Pijanowski et al. 1994; DeCamp, Riggs et al. 1996).

Pendant la phase d'appui, le genou canin fléchit de 30 à 50°. Le LCCr forme alors un angle aigu avec le plateau tibial. Sans LCCr pour s'opposer à la tendance naturelle du fémur de glisser sur le plateau tibial penché caudalement, une charge sur le genou en flexion tenterait de déplacer le tibia crânialement par rapport au fémur. Ainsi, en l'absence du LCCr, une subluxation crâniale du tibia due à la contraction musculaire des quadriceps et à la gravité pendant la phase d'appui est inévitable. Une fonction normale du genou pendant la phase d'appui dépend donc de l'intégrité du LCCr (Korvick, Pijanowski et al. 1994). À plus long terme, l'activité musculaire des quadriceps se voit diminuée alors que celle des ischio-jambiers augmente (Slocum and Devine 1998).

Ainsi, l'amplitude de la poussée tibiale crâniale dépend des forces de réaction au sol externes, des forces musculaires internes, de l'angle d'inclinaison du plateau tibial et du degré de la compression lors de la mise en charge (Slocum and Slocum 1993; Warzee, Dejardin et al. 2001; Jerram and Walker 2003). Lorsque cette force excède l'élongation maximale du LCCr sain ou affaibli, le ligament se rupture partiellement ou totalement (de Rooster, de Bruin et al. 2006).

La plupart des études se sont concentrées sur des genoux affectés au stade final de la pathologie. Les premiers symptômes dans le fonctionnement anatomique ou à la marche, sont bien dissimulés et restent méconnus puisqu'il est difficile de diagnostiquer cliniquement un microtraumatisme ou un début de dégénérescence du ligament (de Rooster, de Bruin et al. 2006).

1.3.1.3 Rupture chronique du LCCr

La rupture chronique du ligament se produit au cours d'un long processus dégénératif subclinique et irréversible, processus commençant par une microrupture qui se propage pour devenir partielle puis totale (Hayashi, Manley et al. 2004). Outre les éléments pathogènes liés à la structure du ligament et à la biomécanique de l'articulation, plusieurs autres facteurs sont suspectés d'être impliqués dans ce type de traumatisme.

Les études épidémiologiques ont démontré que les ruptures chroniques dégénératives surviennent dans 80% des cas de RLCCr et se manifestent chez les chiens de 5 à 7 ans (Budras, Fricke et al. 2007). L'âge est en fait un facteur important sachant que l'élasticité du ligament diminue au cours du temps.

Et bien que ce type de traumatisme ait été observé chez toutes les races et tailles de chiens, il semble que les chiens de moyenne et grande taille (> 22 kg) soient représentés en plus grand nombre comparativement aux chiens de petite race (< 22 kg). Les résultats d'une importante étude ont démontré que les chiens de taille moyenne sont affectés à l'âge de 5 à 8 ans, les chiens de grande taille le sont dès leur première année, alors que les plus petits ne le sont pas avant l'âge de 12 ans (Whitehair, Vasseur et al. 1993). La surcharge pondérale et le sexe viennent s'ajouter aux facteurs de risque puisque la RLCCr a surtout été observée chez les femelles (Whitehair, Vasseur et al. 1993). Aussi, les chiens stérilisés, mâles ou femelles, souffrent de ce type de traumatisme. Le manque d'exercice et l'immobilisation s'ajoutent incontestablement à cette liste puisque les chiens contraints à peu d'exercices sont souvent obèses et peu musclés.

Les anomalies reliées à l'articulation telles que l'hyper-extension excessive du membre pelvien, la luxation de la rotule, la difformité tibiale crâniale, les différences anatomiques dans la forme des condyles fémoraux, de la trochlée fémorale et/ou la tubérosité tibiale sont des facteurs qui ont été attribués à la RLCCr. Une étude a évalué cent radiographies médio-latérales de genoux canins sains et pathologiques (Schwandt, Bohorquez-Vanelli et al. 2006). Il a été démontré que les chiens dont la tubérosité tibiale est peu développée ou dont les condyles fémoraux sont peu avancés caudalement présentent plus de lésions du LCCr. Chez les chiens de petite et moyenne taille, la RLCCr a été associée à la luxation patellaire médiale (Schwandt, Bohorquez-Vanelli et al. 2006). Concernant la difformité tibiale crâniale, le débat reste ouvert. Il a souvent été rapporté que l'inclinaison du plateau tibial sollicite de façon exagérée le LCCr, accélère le processus dégénératif et favorise l'instabilité du genou (Morris and Lipowitz 2001). Alors que plusieurs chiens avec une pente tibiale plus raide que la moyenne n'ont développé aucune pathologie ligamentaire (Caylor, Zumpano et al. 2001; Reif 2001).

La dégénérescence du LCCr peut aussi résulter de dommages causés aux autres structures du genou comme le LCCa, le LCM, le LCL, les ménisques, la capsule articulaire, le liquide synovial et éventuellement la structure osseuse. Muir (2005) approuve l'hypothèse selon laquelle l'inflammation synoviale joue un rôle dans la rupture du LCCr (Muir, Schamberger et al. 2005). Il faut rappeler que le LCCr est extra-synovial. Ses anticorps sont donc différents de ceux du liquide synovial. Ce type de pathologies déclencherait une réaction immunitaire complexe qui engendrerait une dégradation du collagène et donc un affaiblissement du ligament. Mais reste à déterminer si ce type de pathologies est la cause ou de la conséquence de la rupture du ligament (Fingerroth 2007).

1.3.1.4 Rupture soudaine

Une RLCCr suite à un traumatisme est plus fréquente chez les chiens de moins de 4 ans (Budras, Fricke et al. 2007). Les races de grande taille sont encore plus susceptibles à ce type de rupture que les petites races (Necas, Zatloukal et al. 2000). Mais généralement, la RLCCr ne se produit pas soudainement (Slocum and Slocum 1993). Pour rupturer un LCCr sain, il faut lui faire subir une élongation excessive à la rupture qui correspond à environ quatre fois le poids du chien.

Une hyper-extension ou une rotation interne excessive du genou peuvent aussi engendrer cette rupture (Arnoczky 1988). Cependant, la dégénérescence du ligament liée aux facteurs chroniques cités plus haut, augmente les risques de rupture soudaine sans traumatisme aigu.

1.3.2 Diagnostic de la RLCCr

Il existe deux types de méthodes diagnostiques physiques pour évaluer l'instabilité du genou, à savoir le test du tiroir et le test par compression tibiale (Figure 1.6) (Canapp 2007).

La première consiste à appliquer une force crânio-caudale perpendiculaire au tibia (Figure 1.6 (B)). Chez les chiens sains, le LCCr ne permet aucune translation crâniale. Chez les chiens âgés, une certaine laxité permet une translation caudale et crâniale de quelques millimètres, alors que chez les chiens souffrant d'une rupture complète du LCCr, cette translation est évidente et peut atteindre 11mm (Zhang, Shiavi et al. 2003).

La seconde méthode consiste à augmenter l'amplitude de la force de la poussée tibiale (Figure 1.6 (A)). En cas de RLCCr, une subluxation du tibia se produit (Henderson and Milton 1978). Étant donné qu'au cours de la première phase de la pathologie, les chiens présentent une articulation stable à la palpation, ce type de diagnostic ne permet pas de détecter cette condition avant la détérioration de l'articulation (de Rooster, de Bruin et al. 2006).

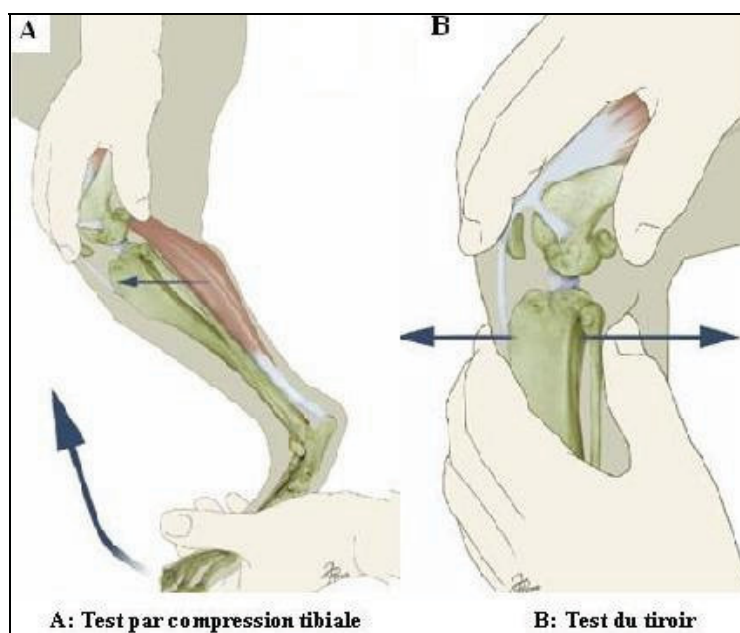


Figure 1.6 Diagnostic d'une RLCCr.

Tirée de (Canapp 2007)

1.3.3 Les types de traitements de la rupture du ligament croisé crânial

1.3.3.1 Traitement conservateur et médical

Le traitement conservateur s'adresse généralement aux chiens de petite race, dont le poids est inférieur à 15 kg (Vasseur 1984). D'autres facteurs tels que l'âge avancé du patient, des problèmes orthopédiques concomitants, le prix des chirurgies, la préférence du vétérinaire et le succès, à plus long terme, des chirurgies peuvent exclure certains candidats du traitement chirurgical (Canapp 2007).

Le traitement conservateur consiste à mettre le patient au repos, en limitant son activité physique à de courtes et lentes marches. Si nécessaire, une réduction du poids corporel du patient est conseillée. Généralement, des médicaments tels que des corticoïdes intra-articulaires ou oraux, de la glucosamine et de la chondroïtine sulfate ainsi que des anti-inflammatoires non stéroïdiens sont prescrits pour soulager la douleur. Aussi, il a été démontré que la physiothérapie suite à une chirurgie ou pendant la durée d'un traitement conservateur améliore significativement les résultats de ces derniers, par l'augmentation de la mise en charge sur le membre déficient et de son amplitude de mouvement particulièrement son extension, et par l'atténuation de l'atrophie musculaire observée en période postopératoire (Marsolais, Dvorak et al. 2002; Canapp 2007).

Le succès du traitement conservateur a été constaté dans 80% des chiens de moins de 20 kg. Dans le cas des chiens de moyenne et grande race, ce type de traitement ne rétablit pas la fonction normale du genou (Vasseur 2003). Les symptômes tels que la boiterie et l'instabilité articulaire risquent même d'empirer si le traitement est réduit au traitement conservateur. Des signes radiographiques de dégénérescence du genou progressent malgré l'amélioration clinique notable suite au traitement conservateur (Vasseur 1984). Dans ce cas, une chirurgie est recommandée même pour les chiens de petite race et ce pour stabiliser le genou et pour évaluer la luxation patellaire et les dommages méniscaux (Jerram and Walker 2003).

1.3.3.2 Traitement chirurgical

Le traitement chirurgical est fortement recommandé aux chiens de 15 à 20 kg et plus, étant donné que moins de 20% des patients de ce groupe répondent aux traitements conservateur et médical (Vasseur 2003). Les objectifs des chirurgies sont de rétablir la stabilité et la biomécanique du genou, soulager la douleur et prévenir le développement éventuel des pathologies articulaires dégénératives (Patterson, Smith et al. 1991). Les traitements chirurgicaux sont séparés en trois groupes : les procédures intra-capsulaires, les procédures extra-capsulaires et les techniques d'ostéotomie tibiale.

1.3.3.2.1 Procédures intra-capsulaires

La méthode intra-capsulaire consiste à remplacer ou reconstruire le LCCr à partir de matériaux biologiques et/ou synthétiques. Le principe est de mimer l'orientation et la fonction stabilisatrice du ligament par des sutures (Arnoczky 1979; Arnoczky 1988). La technique intra-capsulaire la plus commune consiste à attacher un greffon autogène du ligament patellaire ou du fascia lata, à la crête tibiale et à la partie supérieure du condyle fémoral latéral (Figure 1.7) (Korvick, Johnson et al. 1994). Les reconstructions intra-capsulaires sont prescrites chez les chiens de grande race du fait qu'elles peuvent supporter de lourdes charges (Shires 1993).

Malgré leurs avantages biomécaniques apparents, les techniques intra-capsulaires ont révélé de nombreuses complications. En comparant la biomécanique intacte et celle d'une autogreffe, il a été démontré que le greffon ne peut supporter que 25% de la charge maximale du LCCr (Johnson, Hulse et al. 1989). Le greffon finit par se relâcher suite à une nécrose avasculaire et de ce fait reproduire une biomécanique inadéquate.

Cette technique s'est vue associée à la procédure extra-capsulaire qui permettrait de supporter le greffon lorsque surviennent des changements dans les propriétés biomécaniques de ce dernier (Hulse 1983). 47% des chirurgiens augmentent la technique intra-capsulaire d'une seconde, troisième, voire d'une quatrième procédure (Korvick, Pijanowski et al. 1994).

Le succès de la procédure intra-capsulaire a été rapporté pour différents types de greffons synthétiques. Mais aucun de ces matériaux n'a permis de reproduire la fonction du ligament d'origine et ce à cause des réactions du système immunitaire (Stead, Amis et al. 1991). Les résultats à long terme de cette procédure démontrent la progression de l'ostéoarthrite (OA). Déjà, après 6 mois de l'opération, le mouvement du tiroir est constaté (Coetzee and Lubbe 1995) et après 17 mois, il a été observé, chez les patients opérés, une diminution de la mise en charge sur le genou pathologique comparativement aux patients non opérés (Elkins, Pechman et al. 1991; Vasseur and Berry 1992; Geels, Roush et al. 2000).



Figure 1.7 Technique intra-capsulaire.
Tirée de (Fossum 2006)

1.3.3.2.2 Procédures extra-capsulaires

Tel que son nom l'indique, la procédure extra-capsulaire permet de stabiliser l'articulation du genou par l'exploitation d'éléments anatomiques à l'extérieur de la capsule articulaire. Cette technique est très répandue du fait qu'elle est plus facile et plus rapide, en plus elle nécessite peu d'équipements. Cette procédure est envisagée lorsque les reconstructions intra-capsulaires ne peuvent pas être utilisées, par exemple, dans le cas où la technique intra-capsulaire a échoué ou dans le cas d'infection de l'articulation.

La majorité des chirurgiens vétérinaires préfèrent les techniques extra-capsulaires pour réparer les RLCCr chez le chien (Leighton 1999), particulièrement, la technique modifiée d'imbrication du rétinacle (TMIR) (Flo 1975). Cette dernière consiste à placer un ou plusieurs fils de gros calibre de nylon ancré sous la fabelle latérale et passant à travers un trou foré au niveau de la crête tibiale (Figure 1.8(A)). Il existe plusieurs dérivées de cette technique mais le principe demeure le même soit de mimer la course du LCCr et prévenir le mouvement du tiroir. La suture d'imbrication placée sur l'aspect latéral du genou permet de corriger la rotation interne tibiale engendrée en l'absence du LCCr (Arnoczky 1988). Les critères tels que placer une suture similaire additionnelle sous la fabelle médiale, le choix de fils orthopédiques et l'utilisation de bandes autogènes du fascia peuvent contribuer à réduire les complications associées à cette technique et assurer une meilleure stabilité au genou (Harari 1995; Moore and Read 1996). Typiquement, 85 à 90% des patients démontrent des améliorations cliniques suite à ce type d'intervention. À moyen terme, une instabilité articulaire peut apparaître et l'ostéoarthrite continue à progresser (Vasseur and Berry 1992; Moore and Read 1996).

Nombreux sont les inconvénients associés à cette technique, alors que le taux de succès est de 85 à 90%. Il est certes plus logique de croire que plus le matériau de suture est résistant, plus le genou sera stable. Or, une étude a démontré que plus le diamètre du matériau de suture est large, plus la force requise pour déstabiliser le genou est faible (Caporn and Roa 1996). Ceci est dû au fait qu'il est plus difficile de serrer les nœuds avec un matériau résistant.

En plus, la suture latérale fixe le tibia dans une position de rotation externe. La rotation interne est donc éliminée pendant la flexion et le mouvement du genou se voit limité à la rotation autour d'un unique axe transversal. Cette contrainte additionnelle sur le mouvement du genou provoque une compression au niveau des os de l'articulation et peut engendrer des lésions aux ménisques ou au cartilage articulaire.

Pour une meilleure stabilité du genou, il est important de fixer la suture au bon endroit sur la crête tibiale. Autrement, si la suture est placée trop distalement ou trop caudalement, l'instabilité de l'articulation risque de s'amplifier et l'extension du genou se limiter. Il n'est pas rare aussi de noter une nécrose de l'os au niveau des sutures, suivie d'un défilage de la suture (Jerram and Walker 2003). La stabilité articulaire est donc restaurée au détriment de la cinématique normale (Chaillex 2005; Apelt, Kowaleski et al. 2007).

Pour surmonter les nombreux inconvénients de la TMIR, la technique de transposition de la tête fibulaire a été développée (Figure 1.8(B)) (Smith and Torg 1985). Cette technique propose d'avancer la tête de la fibula et le LCL à laquelle il est associé pour prévenir le mouvement du tiroir. Elle fût très pratiquée au cours de la fin des années 80 et du début des années 90. Sa popularité a chuté suite à des recherches démontrant un taux élevé de complications telles que l'instabilité du genou, des dommages aux ménisques, des fractures de la fibula et la progression irréversible de l'OA (Dupuis, Harari et al. 1994).

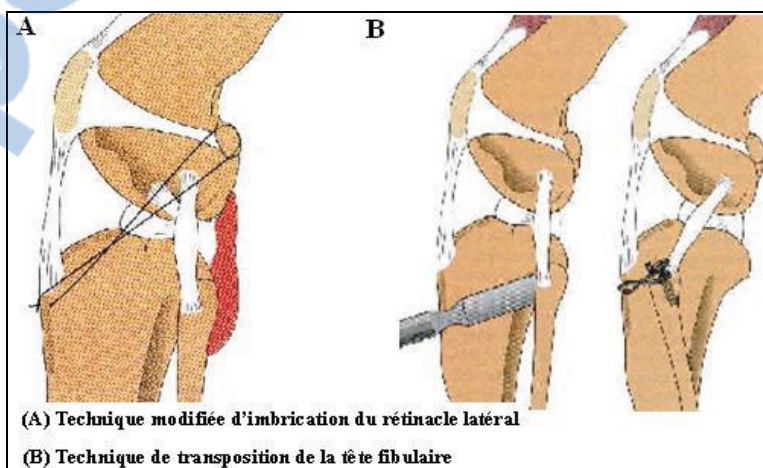


Figure 1.8 Technique extra-capsulaire, aspect latéral.
Adaptée de (Fossum 2006)

Les procédures extra-capsulaires sont indiquées chez les chiens de petite race. Chez les chiens de grande taille (>11 kg), 50% des chirurgiens préfèrent les techniques intra-capsulaires et les autres 50% préfèrent les techniques extra-capsulaires (Korvick, Johnson et al. 1994). La majorité des études rétrospectives ont rapporté près de 90% de bons à excellents résultats cliniques quelque soit la technique chirurgicale choisie, intra ou extra-capsulaire (Elkins, Pechman et al. 1991). Cependant, aucune n'a démontré un maintien de la stabilité articulaire à plus long terme et aucune n'a réussi à stopper la progression d'OA, ni à prévenir les dommages secondaires tels que les lésions aux ménisques (Vasseur and Berry 1992; Chauvet, Johnson et al. 1996; Conzemius, Evans et al. 2005; Apelt, Kowaleski et al. 2007).

1.3.3.2.3 Techniques d'ostéotomie tibiale

Dans le domaine de la chirurgie vétérinaire, la principale source de controverses et de débats quant à la technique chirurgicale optimale pour la correction d'une RLCCr vient surtout de l'apparition inévitable de symptômes accompagnant les techniques intra et extra-capsulaires, soit la progression de l'OA à la suite des chirurgies et le manque de stabilité de 6 à 12 semaines suivant l'opération. Considérant les limites des techniques précédentes, le rôle de la pente tibiale et les facteurs suspectés d'être impliqués dans la rupture totale ou partielle du LCCr, plusieurs techniques se sont appliquées à modifier l'aspect proximal du tibia. Ces techniques ne cherchent pas à restaurer la fonction stabilisatrice du LCCr mais plutôt à modifier la géométrie de l'articulation pour éliminer la poussée crâniale tibiale et de ce fait apporter une stabilité fonctionnelle durant la mise en charge de la phase d'appui.

L'idée originale fut apportée par Slocum et Devine, en 1983. Ils ont démontré que le poids appliqué sur le membre, lors de la mise en charge, entraîne une force de réaction au sol, laquelle est transmise le long de l'axe du tibia (Figure 1.9(A-flèche rose)). Cette force, combinée aux forces musculaires, forme la compression tibiale et la poussée tibiale crâniale (Figure 1.9(A-flèches jaunes)). L'amplitude de la poussée tibiale crâniale dépend donc de l'inclinaison du plateau et de la compression tibiale (Slocum and Devine 1983). En cas de RLCCr, aucune autre structure ne permet de s'opposer adéquatement à la poussée tibiale crâniale et le déplacement crânial tibial n'est donc plus limité.

La théorie de Slocum propose donc d'éliminer la poussée crâniale en repositionnant le plateau tibial à une position angulaire neutre (Figure 1.9(B)).

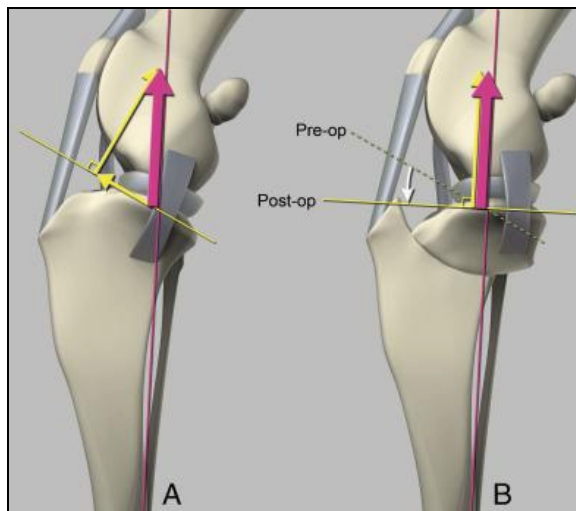


Figure 1.9 Théorie de Slocum & Devine (1983).

Tirée de (Kim, Pozzi et al. 2008)

En 1984, Slocum suggère de modifier l'angle du plateau tibial (APT) en sectionnant le coin à la base proximale de l'os tibial selon la technique d'ostéotomie circulaire du tibia crânial (CTWO) (Figure 1.10). L'angle de la section coupée doit être inférieur à l'APT préopératoire, de 5 à 6°, afin de permettre de repositionner le plateau tibial perpendiculairement à l'axe fonctionnel tibial (Slocum and Devine 1984; Warzee, Dejardin et al. 2001).

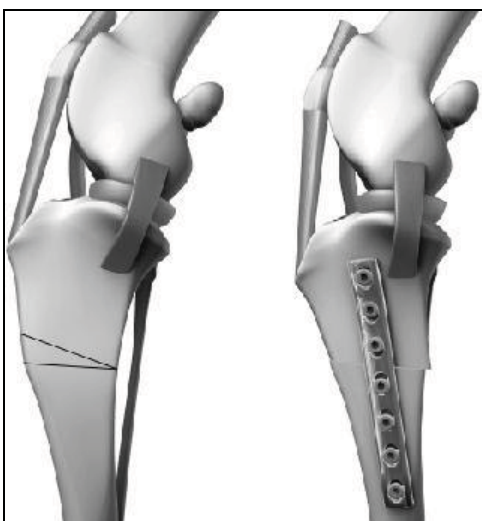


Figure 1.10 Technique d'ostéotomie circulaire du coin crânial tibial (CTWO).

Tirée de (Kim, Pozzi et al. 2008)



Les résultats cliniques rapportés de cette technique sont de bons à excellents, avec un taux de réussite de 86%, un retour à la mise en charge rapide, relativement aux autres techniques, et une diminution de la progression de l'OA (Watt, Sommerlad et al. 2000). Par contre, dans 5% des cas, de sérieuses complications, telles que des fractures au tibia et des échecs de fixation de l'implant ont été relevées.

Les principaux inconvénients de cette procédure est la variabilité de l'APT postopératoire et le raccourcissement du membre. À plus long terme, une hyper-extension du genou entraîne une altération de l'articulation fémoro-rotulienne (Dejardin 2003). La pertinence clinique de cette méthode demeure donc incertaine.

En 1993, Slocum et Slocum ont apporté quelques modifications à leur version originale et ont proposé la technique de nivellement du plateau tibial (TPLO) (Slocum and Slocum 1993). Comme la CTWO, la TPLO tend à restaurer la stabilité crânio-caudale dynamique du genou pendant la phase d'appui, en réduisant l'angle du plateau tibial. Un gabarit installé dans le plan sagittal sur le tibia médial guide l'ostéotomie. En se basant sur l'angle du plateau tibial préopératoire et sur le rayon de l'ostéotomie, une lame de scie est utilisée pour créer une coupe cylindrique du tibia proximal permettant d'atteindre un angle du plateau tibial postopératoire de 5°. Finalement, une plaque spéciale permet de fixer les deux fragments de l'os tibial en position (Figure 1.11).

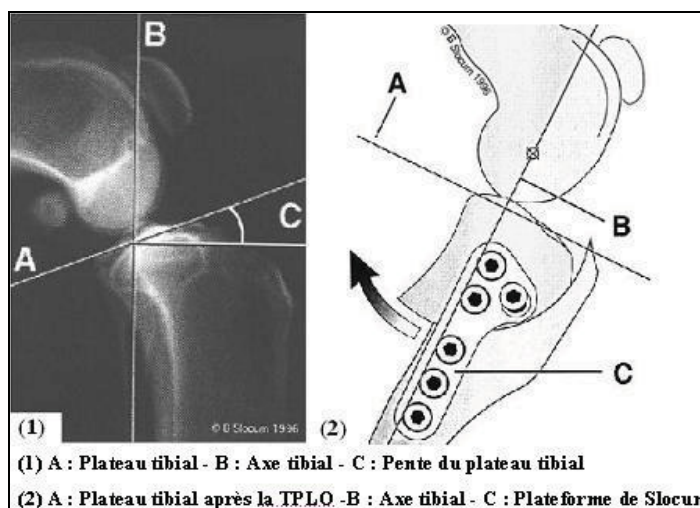


Figure 1.11 Technique de nivellement du plateau tibial (TPLO).
 Tirées de (Slocum and Slocum 1993) et de (Jerram and Walker 2003)

Il a été démontré que la TPLO améliore la fonction du genou canin déficient (Conzemius, Evans et al. 2005) et semble freiner la progression de l'OA (Lazar, Berry et al. 2005). Appliquée sur des genoux souffrants d'une rupture partielle du LCCr, 80% des patients ont conservé un LCCr intact à court terme (Whitney and Chandler 2002). Ceci confirme le fait que si diagnostiquée tôt, la RLCCr peut être corrigée grâce à une TPLO. Les complications associées à cette technique incluent des corrections inadéquates de la pente tibiale, des échecs de fixation de l'implant et des fractures de la tubérosité tibiale.

Des études biomécaniques ont démontré que, suite à une TPLO, la poussée crâniale tibiale, qui normalement génère une translation tibiale crâniale, est convertie en une poussée caudale tibiale qui génère plutôt une translation caudale tibiale, sollicitant ainsi le LCCa (Warzee, Dejardin et al. 2001; Reif, Hulse et al. 2002). Comme la RLCCr a souvent été associée à une pente caudale prononcée du plateau tibial (Read and Robins 1982), une augmentation crâniale de la pente tibiale peut prédisposer le genou à une rupture du LCCa. Le succès de la TPLO repose donc sur l'intégrité du LCCa.

La TPLO est la technique d'ostéotomie tibiale la plus fréquemment utilisée chez les chiens de moyenne et de grande race (Conzemius, Evans et al. 2005). Ses principaux avantages sont sa précision géométrique et le maintien de la position de la tubérosité tibiale et de l'articulation fémoro-rotulienne. Par contre, cette technique a été brevetée. La pratiquer nécessite une formation certifiée et l'achat des instruments et d'une plaque spéciale. C'est la raison pour laquelle plusieurs chirurgiens se sont inspirés de cette technique pour développer la leur.

Tepic a récemment remis en question la théorie de Slocum et Devine, en suggérant que la somme des forces tibio-fémorales serait plutôt parallèle au tendon rotulien (Figure 1.12(A-flèche rose)) (Tepic, Montavon et al. 2002). Pendant la phase d'appui, le genou est en extension à 135° et l'angle entre le plateau tibial et le tendon patellaire est de 105° . Réduire cet angle à 90° devrait stabiliser les genoux sans LCCr.

Montavon a donc proposé une technique d'avancement de la tubérosité tibiale (TTA) qui dégage crânialement la tubérosité du tibia afin de positionner le tendon patellaire perpendiculairement au plateau tibial qui, orienté ainsi, permettrait d'éliminer la poussée tibiale crâniale (Figure 1.12(B)).

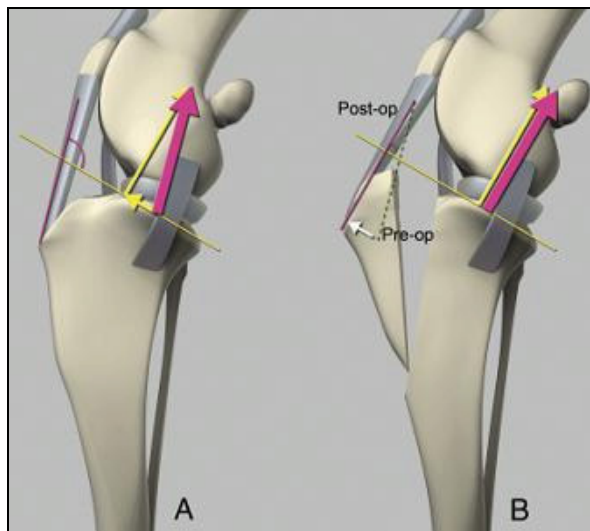


Figure 1.12 Théorie de Tepic (2002).

Tirée de (Kim, Pozzi et al. 2008)

Cette procédure requière une instrumentation et des implants spéciaux, telle qu'une cage d'espacement de taille adaptée, une plaque et des fourches pour fixer la tubérosité tibiale en position (Figure 1.13) (Tepic, Montavon et al. 2002).

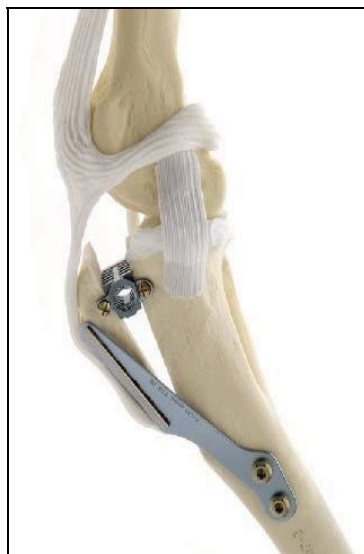


Figure 1.13 Technique d'avancement de la tubérosité tibiale (TTA).

Tirée de (KYON Veterinary Surgical Products 2009)

Deux points avantagent la TTA sur la TPLO. Premièrement, la TTA préserve l'articulation tibio-fémorale puisque le plateau tibial n'est pas repositionné, et de ce fait la charge transmise dans l'articulation est moins altérée. Deuxièmement, la TTA augmente le moment d'extension du genou, ce qui réduit les forces agissant sur le tendon rotulien.

Les résultats cliniques de la TTA sont très prometteurs puisque de 90 à 95% des propriétaires rapportent une excellente restauration de la fonction du membre opéré (Hoffmann, Miller et al. 2006; Lafaver, Miller et al. 2007). Par contre, certaines complications telles que des fractures de la tubérosité tibiale, la luxation de la rotule et des blessures au LCCa ont été rapportées (Tepic, Montavon et al. 2002). Vu le caractère récent de cette procédure, les résultats, à plus long terme, ne sont pas encore disponibles pour confirmer les bénéfices et les complications associés à la TTA.

Il existe d'autres techniques d'ostéotomie tibiale telles que la PTIO (Proximal tibial intraarticular osteotomy), la TTO (triple tibial osteotomy) et la combinaison de la TPLO et la CTWO (Damur, Tepic et al. 2003; Talaat, Kowaleski et al. 2006; Bruce, Rose et al. 2007). Chacune d'entre elles présente une méthode unique développée pour contourner certaines limites des techniques conventionnelles d'ostéotomie tibiale (Kim, Pozzi et al. 2008). Considérant le nombre limité d'informations sur ces procédures, des travaux futurs pourraient démontrer l'intérêt de ces techniques.

1.3.4 Conclusion

Le LCCR et ses lésions continuent d'être un défi de taille pour les vétérinaires. Cependant, une connaissance approfondie de l'anatomie, de la physiologie, de la fonction et des mécanismes de cette structure permet de faire évoluer les traitements pour corriger cette pathologie. Alors que les techniques chirurgicales se multiplient, le principe reste le même : Stabiliser l'articulation, restaurer une bonne fonction du genou déficient et freiner la propagation de l'OA pour améliorer la qualité de vie du chien. Et l'objectif reste le même : Éliminer la subluxation crâniale tibiale et limiter la rotation interne tibiale durant tout le cycle de mouvement (Apelt, Kowaleski et al. 2007).

Au cours des 50 dernières années, une pléthore de techniques chirurgicales a été rapportée pour le traitement de cette condition. L'évolution des procédures reflète la controverse concernant la correction optimale de la RLCCr. Certains prônent cette évolution : « Quiconque se considère comme un chirurgien orthopédique se doit de développer ou de modifier une technique de traitement de la RLCCr. (Olsson S.E.) »; et d'autres la déplorent : « Nous n'avons nul besoin de nouvelles méthodes de reconstruction, nous avons plutôt besoin de savoir si les méthodes que nous préconisons sont bonnes ou mauvaises. (Gillquist J.) ».

Alors que les avis s'opposent, les choix diffèrent. Un sondage auprès de cent-onze praticiens du Collège Américain de Chirurgie Vétérinaire révèle la divergence d'opinions des chirurgiens vétérinaires quant à la reconstruction optimale du LCCr. Pour opérer les chiens de petite race, 78% des chirurgiens préfèrent la TMIR. Pour les moyennes et grandes races, les préférences des chirurgiens sont partagées, essentiellement, entre la TMIR, avec 32% des votes et la TPLO, avec 22% des votes (Leighton 1999). Ces données diffèrent pourtant des recommandations dans les ouvrages vétérinaires qui préconisent les procédures intra-capsulaires pour les chiens de grande race (Shires 1993; Korvick, Johnson et al. 1994).

Selon la technique chirurgicale employée, environ 85% des chiens montrent une amélioration basée sur l'appréciation du propriétaire et les tests cliniques. Cependant, les symptômes liés aux douleurs et à la boiterie ne disparaissent pas (Harari 1995; Moore and Read 1996; Johnson AL 2002; Vasseur 2003).

Actuellement, aucune technique chirurgicale pour le traitement de la RLCCr n'a démontré de manière non équivoque une efficacité clinique supérieure et aucune n'est universellement acceptée (Aragon and Budsberg 2005; Conzemius, Evans et al. 2005). Le choix du protocole chirurgical repose vraisemblablement sur la formation clinique du chirurgien, son expérience et ses préférences personnelles (Korvick, Johnson et al. 1994). Les questions les plus urgentes que se posent les vétérinaires sont quelle procédure permettrait le meilleur rétablissement de la fonction clinique du membre atteint, les récentes techniques sont-elles meilleures et quel patient en bénéficierait le mieux.

Plusieurs études scientifiques comparent les corrections chirurgicales de la RLCCr entre-elles. Cependant, les protocoles comparatifs diffèrent et le taux de réussite rapporté pour une même chirurgie varie d'une étude à une autre. Par exemple, Conzemius (2005) a comparé la TPLO aux techniques intra et extra-capsulaires en utilisant une plate-forme de forces. Ses résultats démontrent que seulement 10.9% des patients traités par TPLO ont obtenu une fonction comparable aux chiens cliniquement sains, contre 14.9% des chiens traités par la technique extra-capsulaire et 15% des chiens traités par la technique intra-capsulaire. Une amélioration a été notée chez 15% des patients traités par la technique intra-capsulaire, 34% de ceux traités par TPLO et 40% de ceux traités par la technique extra-capsulaire (Conzemius, Evans et al. 2005). Ces données ne sont pas tout à fait en accord avec l'étude de Millis (2008). Ce dernier a plutôt conclu que la TPLO et la MRIT ont des résultats similaires et acceptables pour la stabilisation de genoux déficients (Millis, Durant et al. 2008). Son étude est basée sur des données cinétiques et cinématiques. D'autres études rapportent des taux de réussite de la TPLO de 93%, en se basant sur la perception des propriétaires (Kergosien, Barnhart et al. 2004).

Il est clair que le manque de consensus décelé dans la littérature sur les traitements chirurgicaux de la RLCCr est lié à la difficulté d'évaluer ces traitements selon des méthodes fiables, objectives, représentatives de la récupération des patients après la chirurgie et praticables d'une étude à une autre.

Aussi, il est important de définir la notion de restauration de la fonction normale du genou. L'évaluation clinique de la fonction du genou est truffée d'erreurs (Vasseur 1984). Graduer la démarche du patient selon une échelle de notation clinique est une évaluation subjective de la boiterie, laquelle peut être influencée par l'humeur du chien, le lieu de l'examen et la température affectant la douleur arthritique et d'autres désordres orthopédiques et médicaux. Certaines études évaluent le patient selon des signes cliniques subjectifs, selon l'avis du propriétaire et/ou selon une analyse cinétique non fondée sur une comparaison valide. D'autres suggèrent que l'amélioration de la fonction du genou peut être atteinte malgré l'instabilité détectée par le test du tiroir et que l'instabilité n'est pas un critère déterminant pour le succès clinique d'une reconstruction (Arnoczky 1979; Smith and Torg 1985). Le

manque d'uniformisation des critères d'évaluation limite ainsi la portée des études, dont les conclusions précipitées sont généralement basées sur des observations subjectives.

La section suivante présente les outils et méthodes développés et utilisés en milieu clinique et en milieu de recherche pour évaluer la fonction du genou et les divers traitements chirurgicaux de la correction de la RLCCr. Cette section justifiera le choix méthodologique de notre étude.

1.4 Évaluation des techniques chirurgicales

Que ce soit pour l'évaluation de procédures chirurgicales ou pour la compréhension des phénomènes impliqués dans la mécanique du genou, des études *in vivo* et *in vitro*, faisant appel à des tests statiques, quasi-statiques ou dynamiques, ont été entreprises en recherche. Certaines méthodes développées ont ensuite été introduites dans la pratique clinique.

Les tests statiques ou quasi-statiques consistent à mesurer l'augmentation anormale de la laxité articulaire causée par les blessures de tissus mous. Ces tests sont uni-axiaux et soumettent le genou à une force ou un déplacement pour mesurer, respectivement, le déplacement et la force de restriction. Dans le cadre d'expériences cliniques, le diagnostic de la rupture totale du LCCr ou l'évaluation des techniques chirurgicales se fait par la détection de la laxité crânio-caudale de l'articulation, et ce par l'application d'une force crâniale sur le tibia proximal. Le test du tiroir crânial est considéré comme un test clinique statique (Bull and Amis 1998). Les tests dynamiques permettent, quant à eux, de mimer les forces et l'instabilité dynamique qui se produisent durant une mise en charge (Bull and Amis 1998). Le test de la compression tibiale tente de reproduire la force de mise en charge sur le membre (Kim, Pozzi et al. 2008).

Dans cette section, une revue de ces différents systèmes est présentée, discutant des avantages et inconvénients de chacun. Ce qui permettra de justifier, par la suite, le choix du système adopté dans cette étude.

1.4.1 Les systèmes d'études *in vivo*

1.4.1.1 Les tests *in vivo* statiques et quasi-statiques

Les techniques de manipulation ont l'avantage de fournir au clinicien une idée globale sur la laxité et sur l'instabilité articulaire postopératoire, et ce à de faibles coûts et par des techniques non invasives. Cependant, il n'en résulte qu'une appréciation subjective, basée sur une échelle clinique variant d'un praticien à un autre. Le seul examen manuel clinique ne permet donc pas de détecter, dans tous les cas, une rupture partielle du ligament ou le rétablissement de la fonction normale du genou après chirurgie. Par le test du tiroir, Scavelli et al. (1990) n'ont pas détecté 48% des patients souffrants d'une rupture partielle du LCCr (Scavelli, Schrader et al. 1990). Certaines modalités plus invasives telles que l'arthroscopie et l'arthrotomie sont des outils diagnostiques sûrs qui peuvent s'avérer nécessaires pour évaluer l'état de l'articulation (Kirby 1993).

D'autres techniques moins invasives permettent de suivre le processus de guérison et de confirmer ou d'infirmer certaines complications telles qu'une infection, un arrachement d'implants ou des sutures. Une de ces méthodes statiques relève de l'imagerie médicale.

Zatloukal a décrit une technique radiographique mettant en évidence le mouvement du tiroir lors de la rupture du LCCr. Il s'agit de déterminer la laxité crânio-caudale de l'articulation du genou en utilisant une projection des rayons X sur la face médio-latérale du genou dans une position de compression tibiale. Cette technique a permis de détecter une laxité importante dans les genoux atteints d'une rupture totale ou partielle du LCCr comparativement aux genoux sains et aux genoux souffrants d'autres types de blessures. Ceci prouve que le déplacement crâniale du tibia relativement au fémur pendant la compression tibiale dépend seulement des dommages dus à la RLCCr (Zatloukal, Necas et al. 2000).

Cette technique considère uniquement la structure des os. Elle permet l'appréciation du développement de pathologies dégénératives de l'articulation par la détection d'ostéophytes, d'effusion et de fibrose articulaire. La mesure de la laxité articulaire par radiographie demeure une technique facile et non invasive, qui combinée à l'examen clinique, peut permettre un diagnostic précoce des blessures du LCCr. Elle est parfois associée à l'examen routinier du clinicien (Zatloukal, Necas et al. 2000).

Depuis ces dernières années, l'imagerie médicale en médecine vétérinaire offre d'autres outils tels que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomodensitométrie (CT-Scan). Ces techniques d'imagerie permettent une visualisation tridimensionnelle de l'articulation, apportent une précision tissulaire et osseuse supérieure, en plus de diminuer la durée des examens. L'analyse postopératoire, par l'une ou l'autre de ces méthodes, consiste à vérifier la position des implants et à surveiller la progression de l'OA ou l'état de la guérison osseuse suite à une ostéotomie (You, Siy et al. 2001; Shefelbine, Ma et al. 2006).

L'échographie est aussi une technique communément utilisée pour l'étude de genoux sains et pathologiques. C'est un bon outil diagnostique pour l'évaluation des tissus mous, de la prolifération intra-articulaire de tissus fibrotiques réactifs, typiques de genoux instables, affectés par la RLCCr. L'examen du genou par ultrason peut confirmer les symptômes cliniques et/ou radiologiques d'une RLCCr. Par contre, il ne permet pas d'identifier systématiquement la RLCCr (Gnudi and Bertoni 2001).

Des méthodes quasi-statiques sont utilisées cliniquement pour évaluer l'état du genou pré et postopératoire. La mesure de la laxité articulaire du genou est un outil permettant de différencier les genoux sains des genoux pathologiques, en plus d'aider dans l'identification des structures déficientes (Pugh, Mascarenhas et al. 2009). Différents appareils de mesure de la laxité articulaire ont été développés en orthopédie humaine et certains sont inclus dans la pratique clinique. L'utilisation de ces appareils reste limitée en médecine vétérinaire à cause de la difficulté à les adapter aux chiens, qui contrairement aux hommes, manquent généralement de compliance et à cause du fait que l'utilisation de ces appareils nécessitent une relaxation musculaire totale.

1.4.1.2 Les tests *in vivo* dynamiques

1.4.1.2.1 Cinétique

L'évaluation de la condition du genou et des corrections ligamentaires par des méthodes dynamiques, contrairement aux méthodes décrites précédemment, permet de quantifier le mouvement de l'articulation et d'évaluer les forces lors de la mise en charge.

Spécifiquement, la cinétique est l'analyse des forces qui affectent le mouvement et les quantifie, à l'aide de systèmes de mesure adaptés. L'analyse de la locomotion par plate-forme de forces fournit des données sur la force de réaction au sol. Ces données sont objectives, valides et précises et permettent d'étudier la fonction de genoux sains, pathologiques et reconstruits (Rumph, Lander et al. 1994).

En médecine vétérinaire, l'utilisation de plates-formes de forces d'analyse des forces de réaction au sol, à niveau avec le sol ou montées sur un tapis roulant est très populaire. Cet outil s'est avéré plus sensible que l'observation visuelle de la démarche et permet d'apprécier quantitativement l'altération de la fonction du genou suite à une pathologie articulaire (Evans, Horstman et al. 2005). La plate-forme de forces, ainsi reliée à un ordinateur, fournit directement des données quantitatives telles que la force verticale de réaction au sol, la force médio-latérale, l'impulsion verticale, la durée de la phase d'appui et de la phase aérienne, le moment où survient le pic de forces de réaction au sol pendant la phase d'appui, la vitesse et l'accélération verticales, horizontales et latérales, la distribution du poids, la force de freinage, la force de propulsion et d'autres variables utiles (Figure 1.14). Il a aussi été démontré que la force verticale de réaction au sol est la variable la plus précise pour décrire la fonction de membre canin (Fanchon and Grandjean 2007).

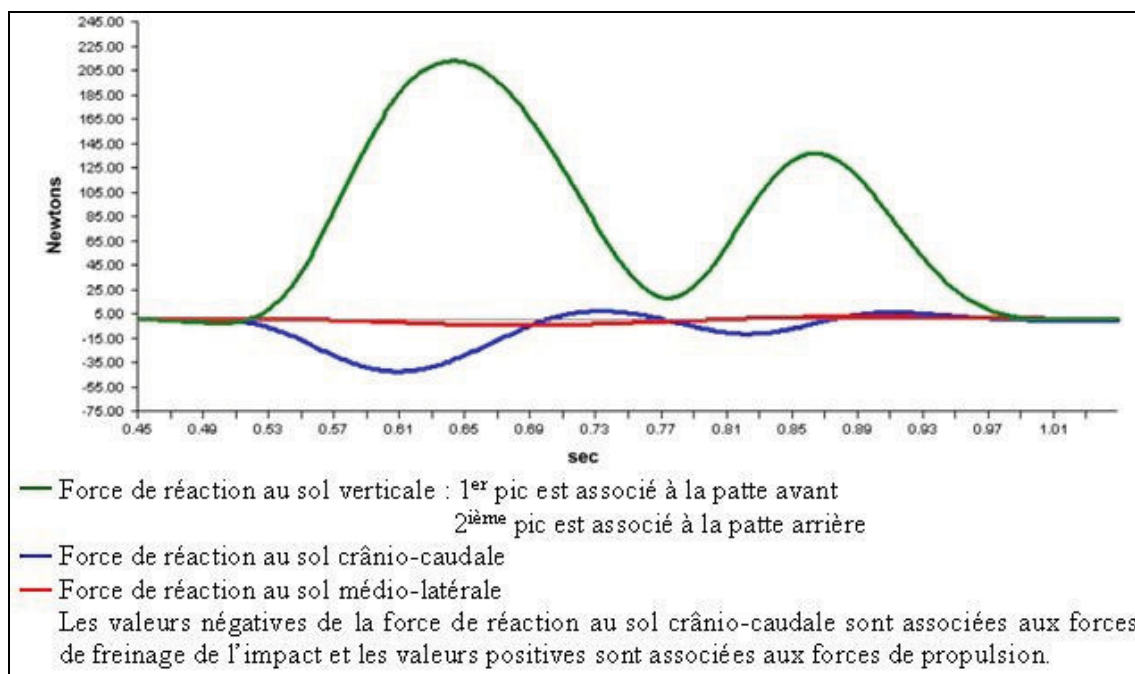


Figure 1.14 Exemple de données types générées par une plate-forme de forces : forces de réaction au sol de 2 pattes (arrière et avant du même côté) d'un chien au trot.
Tirée de (Gillette and Angle 2008)

Budsberg a utilisé, en 1988, une plate-forme de forces pour mesurer objectivement les forces de réaction au sol après la stabilisation de genoux canins. En comparant des genoux sains, pathologiques et reconstruits, il a démontré que le pic des forces verticales de réaction au sol, l'impulsion verticale ainsi que la distribution du poids au sol ont diminué significativement après la RLCCr. Sept mois après la chirurgie, ces paramètres ont retrouvé leur valeur typique de genoux sains (Budsberg, Verstraete et al. 1988). Cet outil a aussi été utilisé pour évaluer et comparer différentes techniques chirurgicales (Jevens, DeCamp et al. 1996; Ballagas, Montgomery et al. 2004).

L'analyse du mouvement par la seule plate-forme de forces reste par contre incomplète pour affirmer la supériorité d'une technique chirurgicale par rapport à une autre (Ballagas, Montgomery et al. 2004; Evans, Horstman et al. 2005). Des facteurs autres que les forces de réaction au sol doivent être considérés tels que la cinématique et l'étude des tissus pathologiques. Généralement, l'analyse de la cinématique est combinée à l'analyse cinétique par plate-forme de forces. Ainsi le caractère tridimensionnel du mouvement du membre peut être corrélé avec les mesures des forces de réaction au sol.

1.4.1.2.2 La cinématique

La cinématique est la science du mouvement. Elle permet de quantifier les positions, les vitesses, les accélérations et les angles formés de points anatomiques, de segments et d'articulations dans l'espace. Ceci requiert la détermination de positions et d'orientations dans les 6 degrés de liberté des os pendant l'activité dynamique, et ce pendant la phase d'appui et la phase aérienne. Les données cinématiques fournissent des informations sur les structures des systèmes musculosquelettiques, sur l'instabilité et sur les résultats de traitements chirurgicaux et médicaux (Gillette and Angle 2008).

Les méthodes les plus courantes pour l'évaluation dynamique du mouvement se basent soit sur la pose de marqueurs sur la surface externe de la peau soit sur la pose de marqueurs aux os. Ces marqueurs permettent alors de pointer des aspects anatomiques spécifiques et de définir des repères anatomiques associés aux os des articulations étudiées.

Des systèmes optoélectroniques digitaux utilisent des caméras-vidéo pour détecter les marqueurs. Ainsi, les systèmes conventionnels d'analyse de la cinématique 3D suivent la trace des marqueurs (Figure 1.15(a)) dans différents plans de l'espace pour calculer l'évolution de leurs coordonnées dans le temps à chaque position (Figure 1.15(b)). À partir de ces valeurs, un logiciel calcule les vitesses et accélérations linéaires et angulaires (Figure 1.15(c)) et associe ces valeurs au mouvement pour quantifier l'analyse de la démarche.

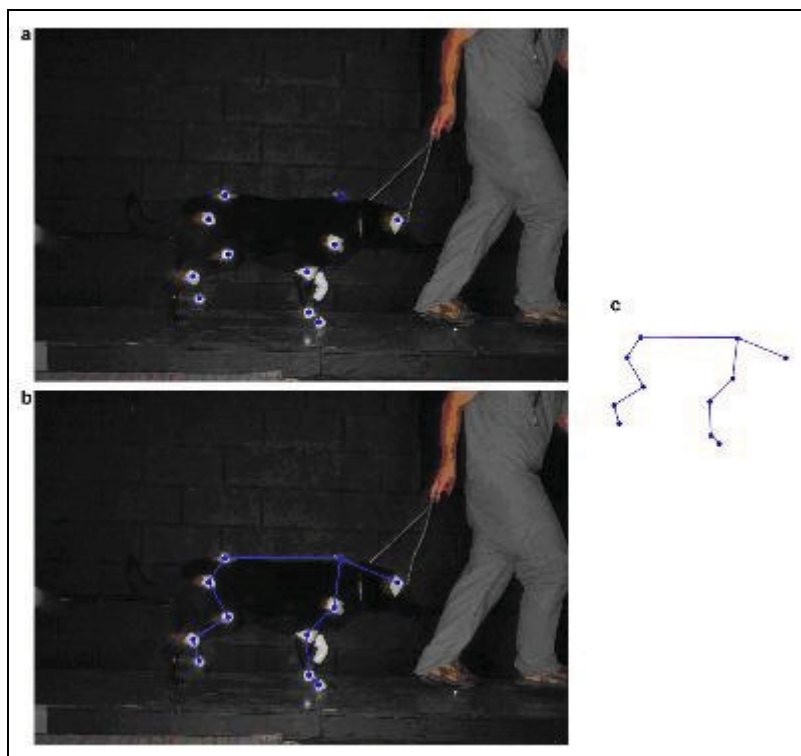


Figure 1.15 La cinématique telle que mesurée par des marqueurs rétro-réfléctifs suivis par une caméra-vidéo dans le temps et dans l'espace.

Tirée de (Gillette and Angle 2008)

C'est la méthode employée par DeCamp dans la plupart de ses études cinématiques (DeCamp, Soutas-Little et al. 1993; Allen, DeCamp et al. 1994; DeCamp, Riggs et al. 1996; Schaefer, DeCamp et al. 1998). Il utilise des marqueurs retro-réfléctifs collés sur la peau du membre pelvien pour mesurer le mouvement de flexion/extension dans le plan sagittal. Le mouvement des marqueurs est alors suivi par un système de caméra-vidéo. Seize autres marqueurs sont utilisés pour délimiter l'espace test, visible par la caméra-vidéo. La distance entre ces marqueurs étant connue, un logiciel mathématique peut alors déterminer la distance et les angles entre les marqueurs placés sur l'animal dans cet espace test.

Dans le cadre d'applications sur l'Homme, Zhang a utilisé un goniomètre à 6 degrés de liberté (Zhang, Shiavi et al. 2003). Cet appareil, communément appelé « instrumented spatial linkage (ISL) » s'attache sur la jambe de sorte que le segment fémoral et le segment tibial du goniomètre soient installés, respectivement, sur la cuisse et sur la partie inférieure de la jambe (Figure 1.16).

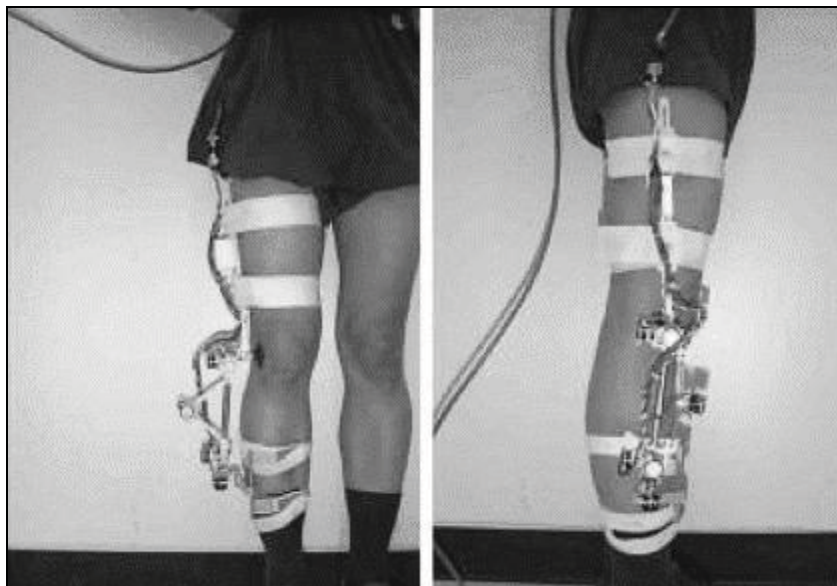


Figure 1.16 Goniomètre à 6 degrés de liberté pour la mesure du mouvement 3D du tibia par rapport au fémur.

Tirée de (Zhang, Shiavi et al. 2003)

Bien que non invasive et facile d'utilisation, cette méthode, comme celle de DeCamp, introduit des artefacts dus au mouvement de la peau par rapport au segment osseux correspondant durant la locomotion. Ce déplacement peut atteindre 30mm chez le chien, particulièrement au trot, à la course et au saut (Lafortune, Lambert et al. 1992; Tashman and Anderst 2003), ce qui ne permet pas de représenter avec précision le mouvement du squelette. Cette imprécision limite l'analyse cinématique au mouvement de flexion/extension dans le plan sagittal (Tashman, Anderst et al. 2004).

L'analyse de la cinématique est, certes, un excellent outil pour quantifier le mouvement mais sa précision dépend des bonnes procédures méthodologiques (Gillette and Angle 2008). L'utilisation de marqueurs fixés aux os apporte une plus grande précision de mesure des déplacements osseux (Lafortune, Lambert et al. 1992).

Korvick a mesuré, en 1994, *in vivo*, la cinématique tridimensionnelle de genoux canins intacts et pathologiques à la marche et au trot en fixant, directement sur chaque os du fémur et du tibia, 2 plaques et 3 marqueurs sphériques en tungstène, visibles sur radiographie. Ces 3 marqueurs permettent de définir le repère chirurgical associé à chaque os. Les 2 plaques sont reliées par des tiges supportant un bloc, où vient s'emboîter un ISL à 6 degrés de liberté, pendant les enregistrements de la cinématique. L'ISL permet de déterminer la transformation entre le bloc du fémur et celui du tibia pendant la locomotion (Figure 1.17 [T3]). Korvick utilise une approche de radio-photogrammétrie pour déterminer les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs et des blocs, afin de calculer les transformations [T2] et [T4] (Figure 1.17). Pour une uniformisation des résultats inter-spécimens et suite à l'euthanasie de l'animal, 3 points anatomiques ont été identifiés par des marqueurs sur chaque os, afin d'y associer un système d'axes anatomique inter-spécimens répétable. La transformation [T1] et [T5] (Figure 1.17), entre le repère chirurgical et le repère anatomique ont aussi été estimés par radio-photogrammétrie. Cet enchainement de transformations permet de quantifier le mouvement relatif des systèmes d'axes anatomiques du fémur et du tibia, pendant la locomotion.

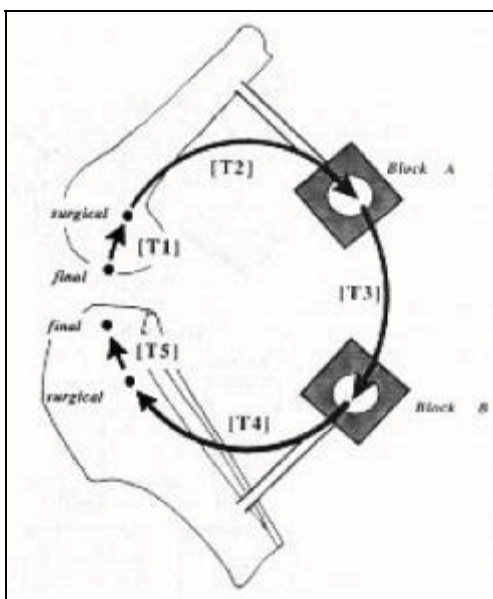


Figure 1.17 Transformations nécessaires entre différents repères pour évaluer la cinématique tridimensionnelle selon le protocole de Korvick et al. (1994).

Tirée de (Korvick, Pijanowski et al. 1994)

Dans le cadre de cette étude, la mesure des forces de réaction au sol a permis d'évaluer la fonction du membre avant la chirurgie, après l'insertion des plaques et après la section du LCCr. Malgré la méthode invasive utilisée par Korvick, les chiens ont maintenu une démarche jugée normale et facilitée par l'administration d'analgésiques.

Korvick a démontré, qu'en présence de RLCCr, en appui, les tests manuels statiques affichent 11mm de laxité crâniale à tous les angles de flexion, alors que durant le test dynamique, un déplacement crânial important n'a été noté qu'à des positions d'extension maximale. Ce qui laisse croire que plusieurs mécanismes, tels que la compression articulaire et les forces musculaires, peuvent masquer la laxité crâniale pendant la phase d'appui. D'où l'importance d'une évaluation dynamique pour une meilleure compréhension de la fonction du genou.

Tashman a repris la méthode de Korvick afin d'étudier l'effet de la RLCCr sur une période de deux ans (Tashman, Anderst et al. 2004). Au terme de cette étude, il a été conclu que la RLCCr entraîne une combinaison de changements complexes dans la cinématique tibio-fémorale tridimensionnelle, particulièrement durant la première année qui suit la rupture. Cette détérioration graduelle peut être due à la destruction des tissus tels que les ménisques et le cartilage et/ou elle peut être le résultat de l'adaptation des tissus comme en témoigne l'épaississement de la capsule articulaire.

1.4.1.3 Les limites des études *in vivo*

Les résultats de Korvick sont une référence dans le cadre de ce travail. Cependant, la fixation des marqueurs sur les os pendant la procédure chirurgicale s'est avérée moins reproductible que leur fixation sur les os cadavériques. Les marqueurs anatomiques sont positionnés sur des surfaces relativement larges et irrégulières. L'erreur associée à cette position imprécise est une source d'erreurs considérable dans la définition des repères anatomiques interspécimens. Aussi, la fixation de plaques dans les os a entraîné une diminution de 20% de la force de réaction au sol dans le cas de 2 chiens sur 5. Cette procédure peut donc occasionner des douleurs.

Les mesures cinétiques pour l'analyse de la démarche canine *in vivo* sont aussi influencées par différents facteurs tels que la sélection des sujets, leurs habitudes, leur vitesse linéaire horizontale, leur accélération et décélération, la distribution de la masse corporelle reliée à leur morphologie et leur nervosité pendant la locomotion sur la plate-forme de forces. (Voss, Imhof et al. 2007; Gillette and Angle 2008).

L'utilisation de tapis-roulants est appréciée dans les études *in vivo* en laboratoire, puisqu'il est possible de simuler la marche, le trot et même la course, et ce dans un espace restreint et à une vitesse constante. Cependant, plusieurs débats au sein de la communauté scientifique persistent quant à la fidélité de la démarche canine sur le tapis roulant à la démarche naturelle sur le sol (Clements, Owen et al. 2005; Gillette and Angle 2008).

L'évaluation de la démarche canine, *in vivo*, à la marche est préférable à la démarche au trot dans le cas où les chiens ont une boiterie sévère, puisque ces patients sont trop souffrants pour trotter avec leur membre déficient. L'évaluation adéquate de la locomotion au trot ne peut donc pas être convenablement évaluée, *in vivo* (Evans, Gordon et al. 2002).

Les systèmes d'études *in vitro* s'affranchissent de ces difficultés, en plus de permettre d'étudier les modifications de la cinématique d'un genou sain par différentes conditions pathologiques, différentes procédures chirurgicales et à différentes vitesses.

1.4.2 Les systèmes d'études *in vitro*

Bien que les tests cliniques fournissent les informations les plus réalistes sur la biomécanique du genou, certains types d'expériences ou de méthodes de collecte de données sont difficiles ou contraires à l'éthique pour être pratiquées sur des sujets vivants. Les spécimens cadavériques humains ou canins sont alors souvent utilisés dans les études expérimentales en biomécanique lorsque la quantité de données ou les situations d'intérêt sont difficiles à mesurer ou à contrôler *in vivo*. Pour combler ce besoin, une grande variété de montages avec différentes configurations a été développée pour simuler la mise en charge et le mouvement du genou. Ce type d'études a toujours suscité un intérêt grandissant.

Les montages expérimentaux développés dans les études *in vitro* sur des pièces cadavériques canines ou humaines permettent de soumettre le genou à des charges, d'enregistrer l'effet d'une rupture ligamentaire sur la cinématique, d'apprécier les résultats de reconstructions ligamentaires et de prothèses de genoux, de développer de nouvelles procédures chirurgicales ou de valider des modèles cinématiques. Il existe deux types de systèmes expérimentaux de mise en charge.

Les systèmes statiques ou quasi-statiques soumettent le genou à des forces quasi-statiques et passives pour reproduire des tests manuels ou instrumentés cliniques. Les tests dynamiques tentent de reproduire la cinématique du genou *in vivo* lors d'activités telles que la marche, le trot, l'accroupissement...

Dans cette section, une revue des différents systèmes utilisés *in vitro* dans le cadre de recherches humaines et canines est exposée. Les avantages et inconvénients de chaque système seront abordés. Les lacunes dans le domaine seront alors mises en évidence. Ce qui permettra par la suite de définir la problématique générale de cette étude et de justifier le choix du système choisi.

1.4.2.1 Les tests *in vitro* statiques et quasi-statiques

Lors d'un examen du genou, l'obtention du tiroir repose sur le déplacement de l'os dans la direction de la force appliquée. Le test du tiroir étant considéré comme un test clinique statique, Arnoczky and Marshall l'ont reproduit en utilisant un modèle cadavérique. Il a été démontré que le LCCr contribue à la stabilisation passive du genou en limitant la translation crâniale du tibia relativement au fémur, la rotation interne excessive du tibia et l'hyperextension du genou (Arnoczky and Marshall 1977). L'amplitude des forces appliquées sur l'articulation pour démontrer et quantifier la laxité articulaire diffèrent considérablement des charges physiologiques soutenues *in vivo*. Les résultats rapportés ici ne sont pas concluant quant au rôle du LCCr comme stabilisateur primaire du genou.

D'autres montages plus élaborés, comme celui de Reif et al. (2002), ont permis de mesurer la translation crânio-caudale du tibia relativement au fémur, en appliquant une charge axiale connue sur le tibia. Le montage de Reif a permis d'établir une corrélation entre la charge appliquée sur le tibia et la poussée caudale tibiale après une TPLO.

Le montage (Figure 1.18) fixe l'angle sagittal entre le fémur et le tibia à 60°. Une tige de référence (rp), perpendiculaire au tibia, mesure l'angle de nivellement du plateau tibial induit. Un support circulaire (cf) sert d'appui au segment proximal tibial, auquel il est vissé. Un potentiomètre (po), placé au niveau de l'articulation tibio-tarsale reproduite, mesure la translation crânio-caudale tibiale. Pendant qu'un moteur électrique (em) applique une traction crâniale constante au niveau de la crête tibiale, une jauge de pression (fg), reliée au tibia, mesure la force nécessaire pour engendrer une translation tibiale crâniale. Les mesures des angles du plateau tibial ont été prélevées par radiographie (Reif, Hulse et al. 2002).

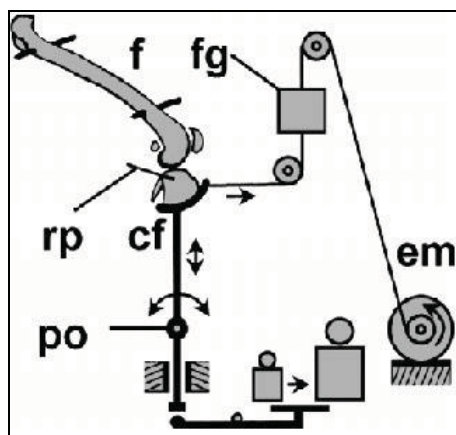


Figure 1.18 Schématisation d'un système évaluant l'effet d'une TPLO sur la stabilité crâniale du genou selon Reif et al. (2002).

Tirée de (Reif, Hulse et al. 2002)

L'avantage de ce système réside principalement dans sa simplicité et sa reproduction fidèle des tests cliniques. Par contre, la variation inter-spécimens relevée dans les résultats reflète les multiples variables subjectives dans le protocole tels que le positionnement des pattes pendant les radiographies, les mesures des angles du plateau tibial et le positionnement des spécimens sur le montage. Aussi, l'angle de flexion pourrait être une source d'erreurs dans la mesure de la translation crânio-caudale tibiale puisque, *in vivo*, cet angle n'est pas fixe durant la phase d'appui.

Plusieurs auteurs ont introduit la simulation de forces musculaires dans des systèmes de mise en charge, afin de se rapprocher de la physiologie canine *in vivo*. Par exemple, en 2001, Warzee et Dejardin ont évalué, *in vitro*, l'effet du nivellement du plateau tibial sur la subluxation crâniale et sur la rotation axiale tibiales (Warzee, Dejardin et al. 2001). Deux muscles extenseurs ont été représentés dans ce modèle (Figure 1.19) : le gastrocnémien, simulé pour générer la compression tibiale et les quadriceps, soupçonné de provoquer la subluxation crâniale tibiale dans le genou dont le LCCr est rupturé. Un câble mimant l'action du gastrocnémien a été attaché à la fabula et au calcanéum par une vis. Un ridoir permet d'ajuster la longueur du câble pour maintenir les angles du genou et de la cheville fixes durant toute l'expérience. Les quadriceps sont simulés par un ressort qui s'étend de l'aspect proximo-crânial du fémur au ligament patellaire. Pour reproduire les conditions de mise en charge *in vivo*, une force axiale correspondant à 30% du poids du chien a été appliquée. Les différentes mesures angulaires et cinématiques ont été effectuées par radiographie dans le plan sagittal.

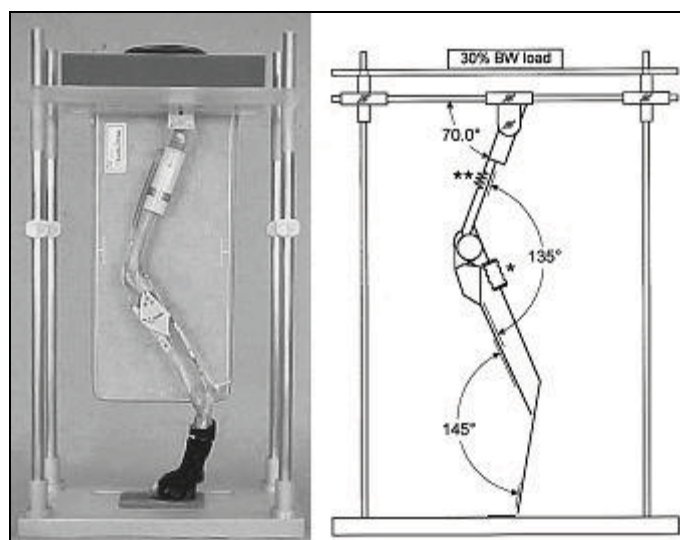


Figure 1.19 Photographie et schématisation illustrant le positionnement du spécimen dans le montage de Wazee et al. (2001).

Tirée de (Warzee, Dejardin et al. 2001)



Selon ce même principe, Apelt a travaillé conjointement avec Pozzi et Kowaleski sur un même montage, dans le cadre de différentes études. La première étude compare les effets d'une TPLO sur la subluxation crânio-caudale (Kowaleski, Apelt et al. 2005); la seconde compare les effets de différents traitements méniscaux sur la stabilité articulaire dans un genou atteint d'une RLCCr, avant et après une TPLO (Pozzi, Kowaleski et al. 2006); et la troisième évalue l'effet d'une TTA sur la stabilité crânio-caudale en cas de RLCCr, dans un genou mis sous charge (Apelt, Kowaleski et al. 2007).

Des marqueurs radio-opaques sphériques ont été placés sur différents points anatomiques du fémur et du tibia afin de déterminer les angles fémoro-tibial et talo-crural. D'autres marqueurs, placés à l'origine et à l'insertion de ligament collatéral médial, permettent de déterminer la subluxation tibio-fémorale dans le plan sagittal à l'aide de radiographie.

Ce montage présente quelques modifications par rapport à celui proposé par Warzee, principalement dans l'application d'une charge axiale de 20% du poids du chien (BW) et dans l'angle de flexion simulé. Cette charge est par contre relativement faible, surtout que certaines études ont détecté des déchirures méniscales à des charges > 20% BW. Il aurait été pertinent d'effectuer les mesures *in vitro* en se rapprochant des conditions de mises en charge réelles du modèle *in vivo*.

Plusieurs limites sont associées à ces montages et aux systèmes de mesure utilisés. Les mesures de la subluxation crâniale tibiale réalisées par radiographie peuvent être confondues avec des altérations de l'angle de l'articulation puisque ces mesures sont prises par rapport à la verticale alors que la surface articulaire des condyles fémoraux est curviligne et pas parfaitement circulaire (Kowaleski, Apelt et al. 2005). Miller utilise plutôt un cadran à haute précision pour une mesure directe de la translation crânio-caudale (Miller, Shires et al. 2007). Mais dans l'une ou l'autre des études, la procédure ne permet d'évaluer la cinématique intra-articulaire que dans le plan sagittal. Le varus-valgus et l'instabilité interne-externe n'ont pas pu être évaluées, alors que plusieurs études ont démontré une augmentation de la laxité rotationnelle à la suite de méniscectomies médiales et latérales sur des modèles expérimentaux canins et humains (Pozzi, Kowaleski et al. 2006).

Bien que certains groupes musculaires soient simulés, l'action physiologique normale des unités muscle-tendon ne peut pas être dupliquée par ce type de montage. Ces montages ne considèrent pas les différentes positions de l'articulation et les variations de la charge appliquée, lesquels peuvent avoir un effet sur les procédures chirurgicales étudiées. Ces modèles *in vitro* sont donc une simplification élémentaire de la complexité du genou.

Ainsi, malgré la ressemblance des montages présentés ci-haut, les résultats des différentes études varient selon la procédure employée, l'angle fémoro-tibial fixé, les systèmes de mesure, l'amplitude de la charge axiale appliquée, les muscles simulés ainsi que la traction générée par ces muscles artificiels. En plus de cette variabilité inter-études, une variabilité inter-spécimens intra-études est souvent notée. Cette variabilité, bien que généralement expliquée par l'installation non répétable des spécimens dans le montage, influence les résultats de l'appréciation du degré de réussite des techniques chirurgicales, alors que la majorité des procédures réparatrices se basent sur la précision des mesures particulièrement celle de l'angle du plateau tibial pré et postopératoire (Kowaleski, Apelt et al. 2005).

Certaines modifications apportées à ce type de montages se sont donc avérées inévitables avec les découvertes sur l'importance de respecter les différents degrés de liberté du genou (Patterson, Smith et al. 1991; Rudy, Livesay et al. 1996; Harper, Martin et al. 2004). Par exemple, le montage de Patterson (1991) a été modifié par Harper (2004) pour permettre la rotation du tibia autour de son axe long. Le degré de rotation du tibia par rapport à sa position initiale est alors estimé par des marques sur le cylindre supportant le tibia. Ainsi, le fémur est fixe, les articulations du tarse et du pelvis sont amputées et la flexion/extension et l'abduction/adduction du tibia sont contraintes. Ce montage permet aussi de contrôler la direction et la valeur de la force de mise en charge appliquée par une machine de traction hydraulique (MTS).

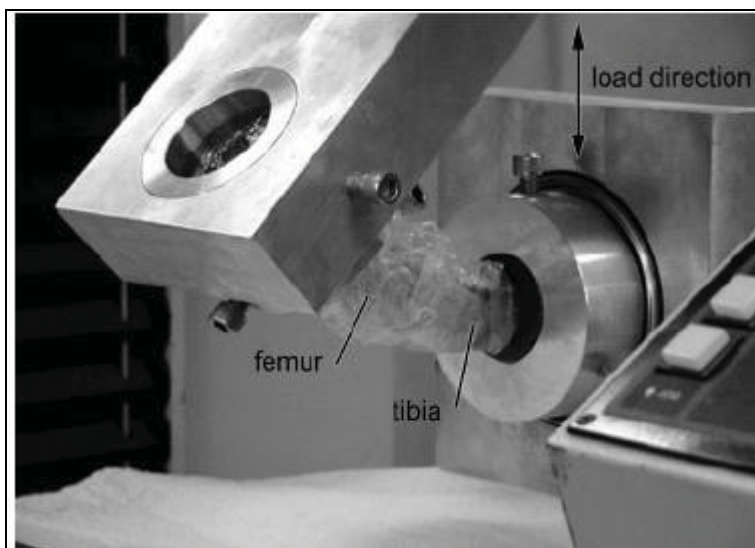


Figure 1.20 Photographie du système de mise en charge développé par Harper et al. (2004) et inspiré du montage de Patterson et al. (1991).

Tirée de (Harper, Martin et al. 2004)

Effectivement, libérer la rotation tibiale a compromis la précision et la reproductibilité des résultats de l'étude de Harper comparativement à ceux de Patterson, et ce à cause des différences anatomiques entre les spécimens affectant le centre de la rotation axiale tibiale. À ce facteur d'erreurs se rajoute le biais dû au positionnement des os dans le montage (Patterson, Smith et al. 1991).

Un système à 6 degrés de liberté a été développé par Rudy et al. (1996). Il s'agit d'un robot manipulateur (Puma model 762; Unimate, Pittsburgh, PA, USA) permettant de mesurer la valeur et la direction des forces ligamentaires *in situ* à différents degrés statiques de flexion, suite à l'application d'une force externe, en plus d'enregistrer la translation antérieure, médiale et proximale, la rotation interne et le valgus (Rudy, Livesay et al. 1996).

Un système très similaire, le robot manipulateur (Kawasaki UZ150, Kawasaki Heavy Industry, Japan) permet l'application de forces musculaires et de charges externes sur le membre testé, puis d'enregistrer les mouvements non contraints résultants dans les 6 degrés de liberté du genou (Figure 1.21) (Li, Gill et al. 2002).

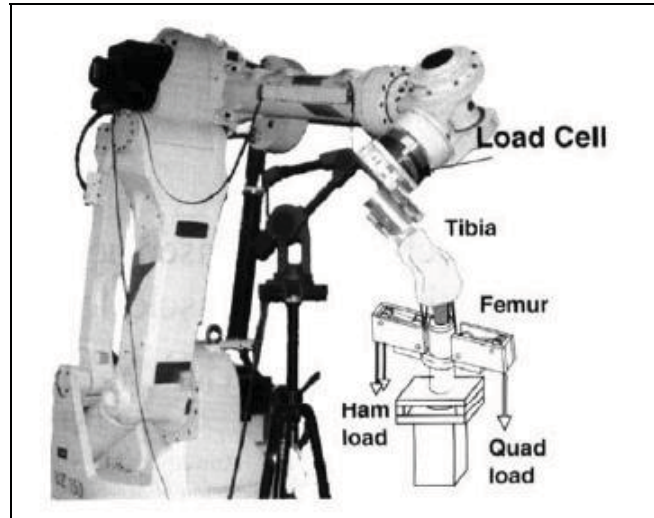


Figure 1.21 Robot manipulateur développé par Li et al. (2002).
Tirée de (Li, Gill et al. 2002)

Ce système est capable d'opérer selon deux modes. Le mode de contrôle de la position, permet le mouvement de l'articulation dans l'espace à la position et selon l'orientation désirées, tout en mesurant les forces résultantes. Et le mode du contrôle de la force, permet de mesurer la cinématique du genou mis sous charge. L'action des quadriceps et celle des muscles ischio-jambiers ont été simulées grâce à un système de poulies et de cordes auxquelles sont suspendus des poids. Bien que ce montage soumet le genou cadavérique à des charges physiologiques proches de la condition *in vivo*, le problème de l'attache des cordes qui glissent et se rompent ne permet de simuler qu'en partie les forces musculaires *in vivo*. En plus des problèmes d'instabilité qu'engendrent ces poids, ils ne reproduisent que des forces constantes. Et bien que la valeur et la direction d'application des forces restent encore mal connues *in vivo*, il est évident que la valeur de la traction musculaire physiologique évolue à différents degrés de flexion et selon la condition physique du genou.

Les modèles statiques et quasi-statiques sont intéressants car ils sont simples et répétables, mais ils ne tentent pas de reproduire la cinématique réelle du genou. Face au développement des techniques de stabilisation dynamique (TTA, TPLO...) qui tentent de rétablir la stabilité fonctionnelle du genou pendant la phase d'appui, l'utilisation d'un montage simulant une activité dynamique, soumettant le genou à une mise en charge physiologique, serait bénéfique.

1.4.2.2 Les tests *in vitro* dynamiques

Les systèmes dynamiques visent à reproduire les forces et les instabilités physiologiques qui surviennent durant la mise en charge. Dans le recensement de la littérature, les systèmes de mise en charge dynamiques destinés à reproduire les activités physiques canines sont inexistantes. Ce type de système est par contre très documenté dans les études *in vitro* sur l'Homme. Il existe deux types de machines simulant le mouvement du genou en dynamique : les simulateurs à contrôle de déplacement et ceux à contrôle de forces (Affatato, Leardini et al. 2008).

Le premier type de simulateur implique la simulation de la partie inférieure du membre par l'intermédiaire d'une force externe contrebalancée par la simulation de l'action des quadriceps. De telles machines simulant le mouvement du genou sont généralement utilisées dans les études cinématiques et les études sur l'usure des structures de l'articulation. Certains simulateurs contrôlent à l'entrée du système la flexion/extension, le déplacement antéropostérieur et la rotation interne/externe avec la force de compression tibiale. Ce sont donc des simulateurs de genoux à contrôle de déplacement. Les deux autres degrés de liberté (translation médio-latéral et l'abduction/adduction) font en sorte que le fémur s'aligne avec le tibia, permettant ainsi au genou de conserver ces six degrés de liberté (Affatato, Leardini et al. 2008).

Le « Oxford Rig » (Figure 1.22), développé par Biden et O'Conner, en 1990, permet de simuler la flexion du genou pendant la phase d'appui, en atteignant de grands degrés de flexion, comme ceux retrouvés lors de la montée et descente d'escaliers, l'accroupissement et l'action de pédaler (O'Connor, Shercliff et al. 1990).

La plate-forme est construite de jointures rotatoires et prismatiques dans une chaîne cinématique fermée (Figure 1.22) (Zavatsky 1997; D'Lima, Trice et al. 2000). L'assemblage de la cheville comprend 3 supports rotatoires permettant la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe tibiale. L'assemblage de la hanche comprend 2 supports rotatoires permettant l'abduction/adduction et la flexion/extension de

l'articulation. Deux tiges linéaires parallèles guident le mouvement vertical de flexion/extension du genou. Le mouvement de l'assemblage de la hanche et celui de la cheville respectent ainsi les 6 degrés de liberté du genou (D'Lima, Trice et al. 2000). Une fois les os fixés à l'installation, une charge statique est déposée sur l'articulation de la hanche. Dans ce cas, une tension doit être appliquée sur le tendon des quadriceps pour contrebalancer la mise en charge et prévenir ainsi l'effondrement du système. Les muscles fléchisseurs du genou ne sont pas toujours simulés. Par contre, la contribution de ces muscles dans la compression tibio-fémorale résultante est intégrée dans la force de mise en charge (Affatato, Leardini et al. 2008).

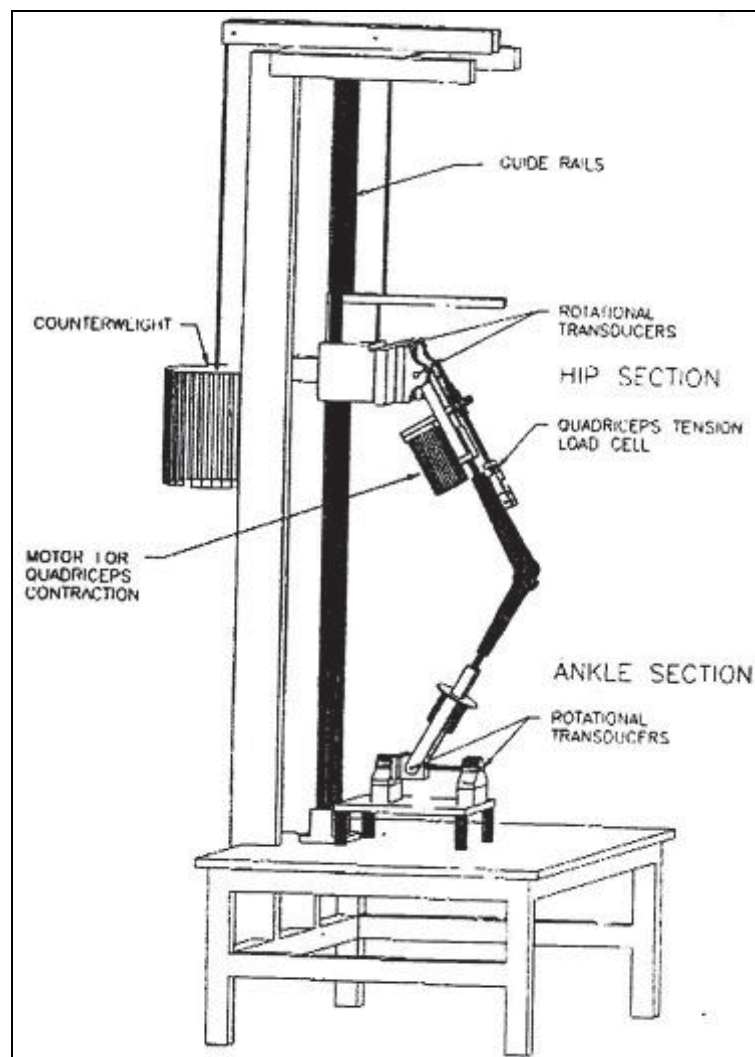


Figure 1.22 Le "Oxford Rig".
Tirée de (D'Lima, Trice et al. 2000)

Le « Oxford Rig » a largement été utilisé, souvent quelque peu modifié selon l'étude. Toutefois, le principe reste le même. La force est appliquée sur la hanche, entraîne un moment de flexion au genou, lequel est balancé par la force de traction des quadriceps. L'action des ischio-jambiers peut aussi être ajoutée (Walker and Haider 2003). Typiquement, les mesures sont relevées dans un mode pas à pas, bien que certaines expériences ont obtenu des angles de flexion/extension dans un mode continu (Rovick, Reuben et al. 1991). Le mouvement dynamique contrôlé par ordinateur simulant la marche et d'autres types d'activités a été accompli grâce à un moteur servo-électrique qui reproduit la contraction concentrique des quadriceps entraînant ainsi l'extension du genou et la contraction excentrique du muscle entraînant ainsi la flexion du genou (Hillberry, Schaff et al. 1984).

Un des avantages de ce type de simulateurs est qu'il ne contrôle pas directement la cinématique du genou. Les forces résultantes sont une conséquence de la simulation des muscles des quadriceps et de la force externe appliquée soit sur la hanche ou sur la cheville (Maletsky and Hillberry 2005). Ce type de design permet aux charges appliquées combinées à la géométrie de l'articulation et aux contraintes des tissus mous de déterminer la réaction cinématique du genou ou d'une prothèse de genou.

Cependant, les difficultés à reproduire les conditions de mise en charge *in vivo* restent insurmontables et les problèmes d'instabilité sont parfois résolus en appliquant des charges de compensation (D'Lima, Trice et al. 2000; Walker and Haider 2003). Aussi, dans ces conditions *in vitro*, plusieurs autres paramètres demeurent constants durant toute l'expérience, ce qui ne représente pas la réalité *in vivo*. C'est le cas de la force de cisaillement antéropostérieure fémoro-tibiale. Cette force est déterminée par le vecteur de la charge appliquée, qui dans ce cas, passe à travers la hanche et la cheville, induisant un moment nul dans ces deux articulations. En réalité, ces deux moments dépendent directement de l'angle de flexion du genou. Or, pendant la première moitié de la phase d'appui, dans un genou sain *in vivo*, le moment de flexion de la hanche est non nul et se transforme en un moment d'extension dans la seconde moitié de la phase d'appui. Ce type de simulateur ne permet pas de reproduire cette force de cisaillement antéropostérieure fémoro-tibiale (Walker, Blunn et al. 1997).

D'autres équipes ont développé des montages similaires au « Oxford Rig », par exemple, le « Purdue Knee Simulator : Mark II ». Ce simulateur permet seulement la flexion/extension de la hanche selon une translation verticale conduite par des tiges. Et une articulation universelle au niveau de la cheville lui autorise 4 degrés de liberté soit la flexion/extension et l'abduction/adduction du tibia par rapport à la cheville, la rotation interne/externe du tibia selon son axe long et la translation médio-latérale de la cheville pour libérer le mouvement d'abduction/adduction du tibia par rapport au fémur (Affatato, Leardini et al. 2008).

D'autres auteurs ont tenté de reproduire plusieurs groupes musculaires. Lo et al., en 2008, ont développé un système de mise en charge dynamique capable de simuler le mouvement de flexion du genou en continu avec des forces musculaires physiologiques (Lo, Muller et al. 2008). Cinq câbles en acier (Figure 1.23(A)), reliés aux tendons musculaires par des pinces (Figure 1.23(F)) simulent la contraction des muscles du rectus fémoris, du vaste latéral, du vaste médial, du semimembraneux et du biceps fémoris, grâce à des moteurs électriques. Des cellules de forces (Figure 1.23(E)) assurent le suivi des valeurs de la traction de ces muscles. Pendant la mise en charge, le système de contrôle ajuste la force des quadriceps afin de maintenir constante la force de réaction à cheville. La force des ischio-jambiers n'est par contre pas ajustée et reste constante. La charge appliquée correspond à 30% BW afin d'éviter les risques de rupture des tendons.

Dans le montage de Lo et al., l'assemblage de la hanche permet 2 degrés de liberté, soit l'abduction/adduction et la flexion/extension (Figure 1.23(B)). Un moteur électrique linéaire conduit le mouvement vertical de cet assemblage (Figure 1.23(C)). Les os du fémur et du tibia sont fixés aux cylindres de fixation (Figure 1.23(D)) de l'installation par des cylindres adaptateurs (Figure 1.23(G)). L'assemblage de la cheville permet trois degrés de liberté, soit la rotation interne/externe, la flexion/extension et l'abduction/adduction (Figure 1.23(H)). Un robot industriel (Figure 1.23(K)) permet d'appliquer une charge externe sur le tibia et un capteur de force universel (Figure 1.23(J)) permet d'assurer un contrôle de forces précis. La cinématique du genou est mesurée par un système de capture du mouvement par ultrason (Figure 1.23(I)).

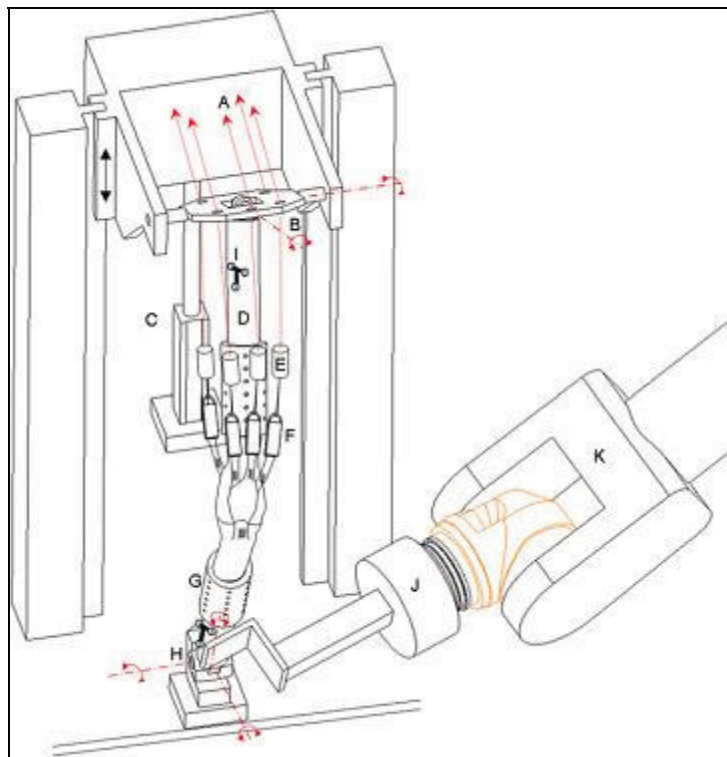


Figure 1.23 Schématisation du montage expérimental de Lo et al. (2008).

Tirée de (Lo, Muller et al. 2008)

Dans d'autres simulateurs, les articulations de la cheville et de la hanche ont été sectionnées. C'est le cas du simulateur de Stukenborg-Colsman et al. (Stukenborg-Colsman, Ostermeier et al. 2002; Ostermeier, Hurschler et al. 2004; Ostermeier, Schlomach et al. 2006; Ostermeier, Friesecke et al. 2008), de celui de Agneskirchner et al. (Agneskirchner, Hurschler et al. 2004), et de celui de Howard et al. (Howard, Rosvold et al. 2007).

Dans ce type de simulateur, soit le fémur ou le tibia est installé horizontalement sur le montage. Par exemple, dans le montage de Stukenborg-Colsman et al. (2006) (Figure 1.24), le fémur est fixé horizontalement sur sa face antérieure. Le tibia est attaché au simulateur par des supports rotatoires lui permettant de glisser et de tourner. Ce même support est attaché à un bras oscillant qui autorise l'abduction/adduction du tibia par rapport au fémur. Sachant que la flexion/extension est contrôlée par le bras oscillant, les cinq autres degrés de liberté du genou sont ainsi autorisés.

En bout de ligne, le mouvement du tibia est généré par la coordination de l'activation de trois cylindres hydrauliques. Le premier simule la force des quadriceps, le second simule les ischio-jambiers et le troisième contrôle la rotation du tibia par rapport au fémur. Pendant la simulation, la force appliquée par le cylindre hydraulique contrôlant les quadriceps change selon l'angle de flexion afin de maintenir à travers le genou un couple de forces constant. Alors que l'action des ischio-jambiers reste constante. Et bien que ce montage ait évolué au cours des années par l'ajout des ischio-jambiers, aucun poids n'est appliqué sur le membre.

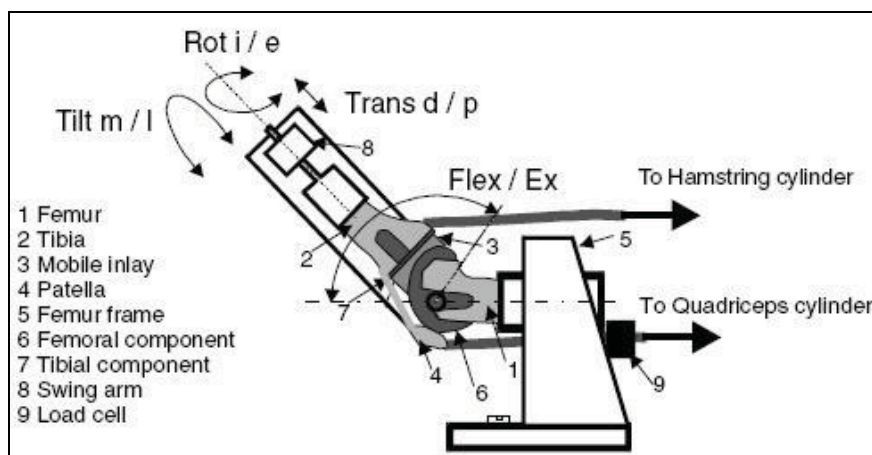


Figure 1.24 Schématisation du montage de Stukenborg-Colsman et al. (2006)

Tirée de (Ostermeier, Schlomach et al. 2006)

Avec une approche plus mécanique, le second type de machines simulant le mouvement du genou en dynamique requiert plutôt le contrôle des forces, moments et mouvements directement sur fémur et sur tibia, sans aucune simulation de l'action musculaire. Ce type de simulateur, à contrôle de forces, est utilisé pour étudier les prothèses de remplacement total du genou et leur usure, compte-tenu de sa grande endurance.

Le « Instron-Stanmore simulator » contrôle la flexion/extension du genou, les forces antéropostérieures de l'articulation fémoro-tibiale, le couple de forces à la partie distale du tibia, les forces de compression sur le fémur et les moments de forces en abduction/adduction, permettant ainsi à l'articulation fémoro-tibiale d'évoluer dans les cinq autres degrés de liberté (Figure 1.25). Un système de ressorts reproduit l'évolution de la courbe de raideur des tissus mous telle que rapportée dans la littérature (Walker, Blunn et al. 1997; Walker and Haider 2003; Cottrell, Scholten et al. 2008).

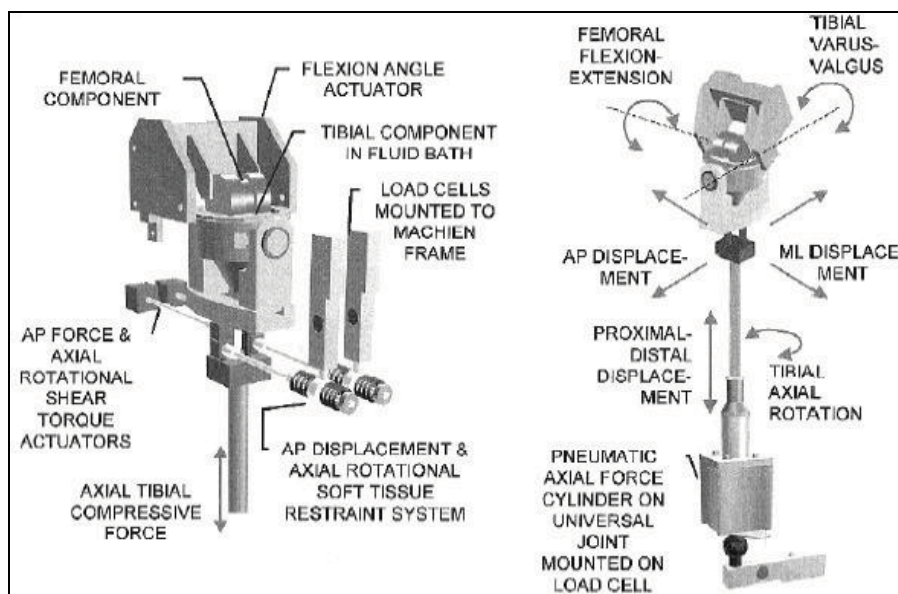


Figure 1.25 Schématisation du "Instron-Stanmore Knee Simulating Machine".
Tirée de (Walker and Haider 2003)

Le contrôle de ce type de simulateur nécessite l'accès à des bases de données sur le mouvement tridimensionnel du genou sain et sur le comportement mécanique des tissus mous dans des conditions de chargement variées et contrôlées. Or, ceci reste, jusqu'à présent, peu documenté (Hillberry, Schaff et al. 1984; van Houtem, Clough et al. 2006). Les données de simulation doivent donc être calculées à partir de nombreuses hypothèses simplificatrices. Aussi, le mouvement du tibia relativement au fémur, résultant de l'application de forces sur le tibia peut être affecté sensiblement par de petites variations dans ces forces appliquées à l'entrée du système.

Pour ce type de simulateur à contrôle de forces, certains auteurs se sont aussi penchés sur l'importance de reproduire l'action des différents groupes musculaires pour une meilleure compréhension de la biomécanique ligamentaire. Ainsi, Ahmed et McLean, ont développé, en 1990, un simulateur de genoux dynamique, à 6 degrés de liberté, permettant de simuler les fléchisseurs et les extenseurs du genou (Ahmed and McLean 2002). Les données contrôlées à l'entrée du système sont l'angle de flexion/extension en fonction du temps, la force axiale et le moment de flexion/extension du tibia. Le fémur est fixé à une cellule de forces et les forces musculaires sont appliquées sur le tibia. Un système hydraulique reproduit la force de réaction au sol selon un axe de flexion/extension moyen (Figure 1.26).

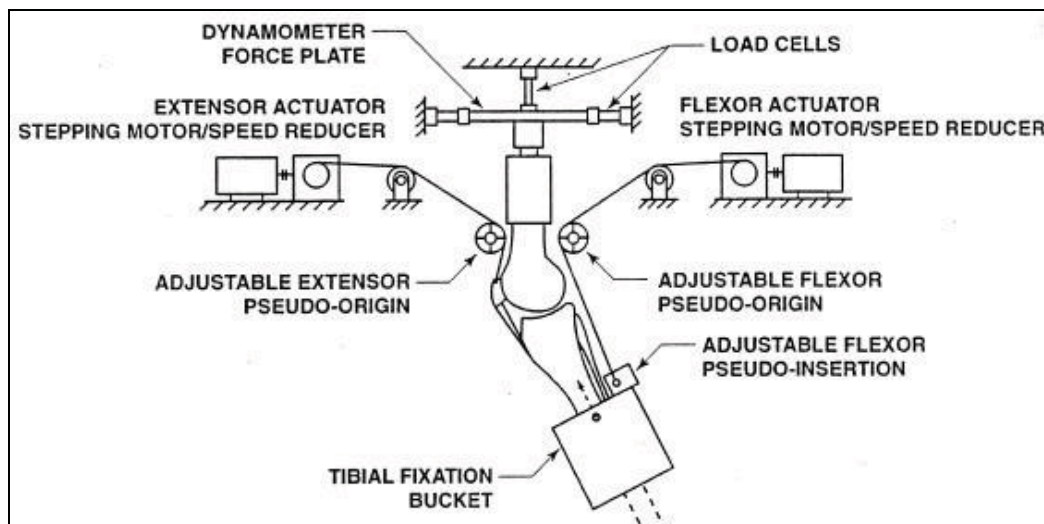


Figure 1.26 Schématisation de l'action musculaire du simulateur de Ahmed et al. (2002).

Tirée de (Ahmed and McLean 2002)

Cependant, ce système ne permet pas de répliquer la cinétique *in vivo*. Les forces externes et les tensions musculaires dans les autres plans, autre que le plan sagittal, non pas été simulées. Les auteurs n'écartent pas non plus les différentes sources d'erreurs telles que la schématisation des actions des différents groupes musculaires simulés et de leurs points d'attache. Toutes ses limitations peuvent affecter la cinématique de l'articulation.

Dans cette même catégorie de simulateurs de genoux à contrôle de forces, certains reproduisent l'environnement physiologique articulaire interne pour étudier les matériaux de prothèses totales de genoux, le design de l'implant et sa durée de vie. C'est le cas du « AMTI-Boston 6-station knee simulator » (Zhao, Sakoda et al. 2008) et du « Durham 6-station simulator » (Ash, Burgess et al. 2000). Ces simulateurs contrôlent hydrauliquement la charge axiale appliquée sur le tibia, la flexion/extension du fémur par rapport au tibia et la translation antéropostérieure du tibia par rapport au fémur, afin de reproduire le roulement et le glissement du genou pendant la locomotion. Ils permettent l'abduction/adduction et la rotation interne/externe et restreignent la translation médio-latérale du genou (Figure 1.27(A)). Les composantes fémorales sont cimentées dans un bloc (Figure 1.27(B)), alors les composantes tibiales baignent dans une solution saline lubrifiante à une température contrôlée (Figure 1.28).

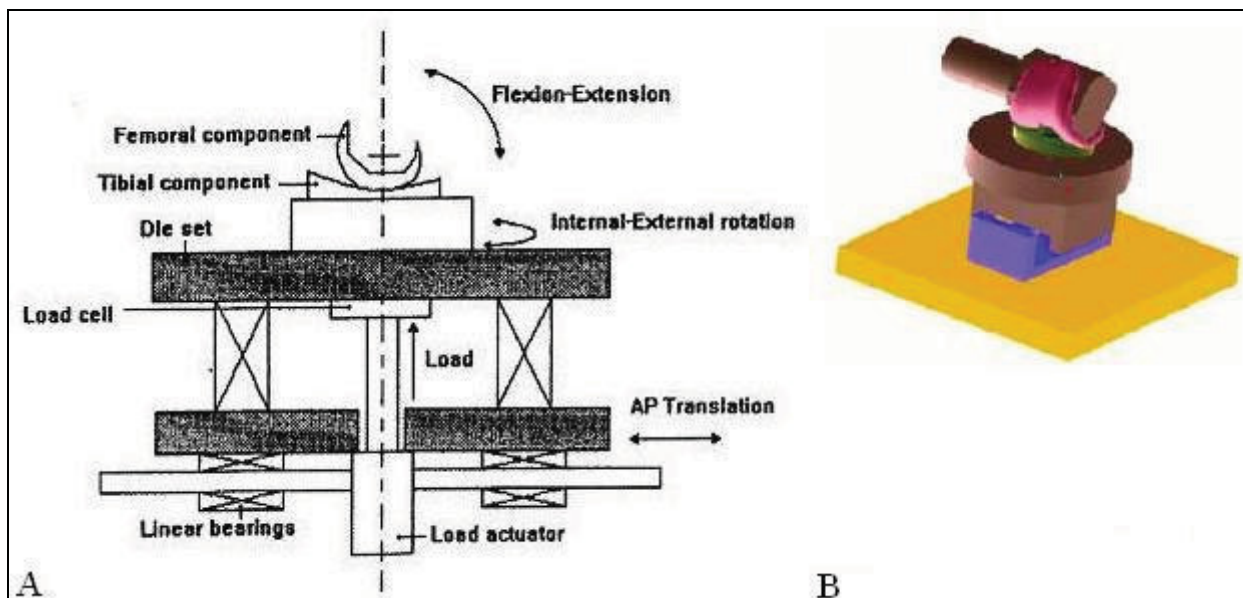


Figure 1.27 Schématisation du "Durham 6-station simulator".
Tirées de (Ash, Burgess et al. 2000) et de (Zhao, Sakoda et al. 2008)



Figure 1.28 Environnement du "AMTI-Boston 6-station knee simulator"
Tirée de (Zhao, Sakoda et al. 2008)

Les systèmes de mise en charge dynamiques ont plusieurs avantages. Ils fournissent des données sur la cinématique, la cinétique et la biomécanique ligamentaire, et ce le long de la phase d'appui, contrairement aux tests statiques qui sont limités à différentes positions, ce qui est particulièrement important, sachant que ces données dépendent de l'amplitude, de la direction et de la combinaison des forces appliquées. Cependant ces montages ne simulent que des exercices en chaîne fermée tels que l'accroupissement et non à des tests simulant des activités physiques quotidiennes, adaptés aux comportements canins.

1.5 Analyse de la cinématique du genou

Les rares modèles mathématiques bi et tridimensionnels proposent, chez l'humain, différentes théories sur le mouvement du genou à partir de la géométrie de ses différentes structures anatomiques et leurs propriétés mécaniques.

1.5.1 Cinématique 2D

Menschik, en 1987, a modélisé la cinématique bidimensionnelle (2D) du genou selon une approche utilisant un système de 4 barres (Menschik 1987). Ce système représente les 2 ligaments croisés du genou, le fémur (Figure 1.29(A)) et le tibia (Figure 1.29(B)) par des segments. Selon la théorie de Menschik, le système à 4 barres permet la stabilité du genou ainsi que les mouvements de roulement et de glissement des condyles fémoraux sur le plateau tibial. Subissant un mouvement dans le plan sagittal, la longueur de ces segments reste constante.

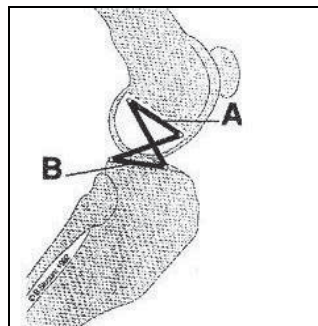


Figure 1.29 Système à 4 barres pour contrôler le mouvement du genou selon Menschik et al. (1987).

Tirée de (Slocum and Slocum 1993)

D'où le concept d'isométrie ligamentaire, introduit par O'Connor et al. (O'Connor, Shercliff et al. 1990). Selon leur modèle, toutes les fibres qui vont du tibia au fémur, en passant en avant du point d'intersection des ligaments croisés, s'allongent, celles qui passent en arrière du point d'intersection se raccourcissent, alors que les fibres qui passent par ce point sont isométriques, c.à.d. de longueur et de tension identiques. Ce modèle définit une relation unique entre les surfaces articulaires et les fibres isométriques des ligaments croisés du genou.

Witzel, en 1997, a remis en question cette relation unique en énonçant le « paradoxe cinématique » (Witzel 1997). Selon ce paradoxe, une configuration de surfaces articulaires donnée peut être associée à plusieurs paires de ligaments croisés pour donner la même cinématique et inversement, une paire de ligaments croisés peut-être associée à plusieurs surfaces articulaires pour une même cinématique. Accepter ce paradoxe, revient à accepter la possibilité de proposer des sites d'insertion non anatomiques lors d'un remplacement ligamentaire (Hagemeister 2001).

1.5.2 Cinématique 3D

Deux principaux modèles théoriques de la cinématique 3D ont découlé du modèle biplanair de Menschik : celui de Wilson et celui de Essinger (Essinger, Leyvraz et al. 1989; Wilson, Feikes et al. 2000). Plusieurs chercheurs ont rapporté que la rotation interne/externe du tibia est combinée à la flexion/extension du genou, de sorte que lorsque le genou fléchit, le tibia subit une rotation interne et quand le genou s'étend, cette rotation tibiale est renversée. Ces observations supportent la théorie du mouvement passif du genou (Biden, O'Connor et al. 1984). Par opposition à cette théorie, certains chercheurs stipulent que le mouvement passif du genou a plutôt lieu dans une enveloppe dont les limites sont définies par des tests de laxité. Ainsi, la rotation interne/externe devient indépendante de la flexion du genou (Blankevoort, Kuiper et al. 1991). Le modèle de Wilson est venu mettre fin à cette controverse (Wilson, Feikes et al. 2000).

Wilson continue à considérer les ligaments comme des segments rigides qui guident le mouvement. En plus de cette simplification, le plateau tibial est considéré comme une surface plane et les condyles fémoraux comme des sphères parfaites. Dans ce montage expérimental (Figure 1.30), le tibia est fixé au sol, alors qu'une tige cimentée au fémur est reliée à une autre tige qui permet de contrôler la flexion/extension du fémur. Un système d'analyse du mouvement 3D enregistre les mouvements du genou. Une combinaison d'une rotation interne de 18° et d'une abduction/adduction de 2° a été relevée lors de l'expérience.

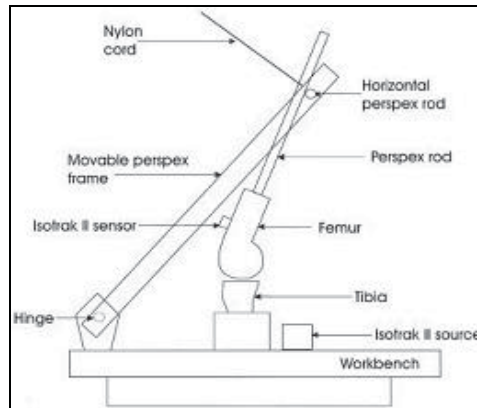


Figure 1.30 Schématisation du montage de Wilson.

Tirée de(Wilson, Feikes et al. 2000)

Le modèle tridimensionnel de Essinger prend en compte la géométrie des surfaces articulaires, les ligaments croisés et collatéraux, la rotule, le tendon des quadriceps et le poids du corps (Essinger, Leyvraz et al. 1989). Le système repose sur le principe de minimisation de l'énergie totale, principe selon lequel, une fois le tendon des quadriceps est raccourci, l'équilibre est retrouvé en minimisant l'énergie totale qui correspond à la somme de l'énergie de déformation des surfaces articulaires et de l'énergie potentielle des ligaments, des extenseurs et du poids (Hagemeister 2001). Les données générées sont la cinématique du genou, le mouvement du centre de contact, la forces des quadriceps, la distribution de pression sur le plateau tibial et les déformations ligamentaires entre 0° et 120° de flexion.

Les modèles tridimensionnels de Essinger et de Wilson ajoutent plusieurs éléments, autres que les ligaments croisés, comme guides du mouvement passif du genou, et démontrent l'importance de l'étude de la cinématique 3D.

1.5.3 Mesure de la cinématique 3D

La cinématique du genou doit donc être représentée selon un modèle tridimensionnel, considérant les six degrés de liberté du mouvement du genou dans l'espace. Ces 6 degrés de liberté sont représentés par trois rotations et trois translations. Le principal mouvement du genou est la flexion/extension qui consiste en un roulement combiné à un glissement. Les autres mouvements sont la translation médio-latérale, la translation antéropostérieure, la translation proximo-distale, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe.

Il existe essentiellement 2 méthodes pour décrire la cinématique 3D du genou : la méthode des axes hélicoïdaux (Kinzel, Hall et al. 1972) et la méthode des angles d'Euler (Grood and Suntay 1983).

La méthode des axes hélicoïdaux décrit le mouvement du genou comme étant une rotation et une translation uniques autour d'un axe instantané de rotation, entre 2 instants donnés définis selon un pas temporel. Des capteurs de mouvements installés sur chaque os enregistrent leur position dans des matrices de position. Cette méthode ne nécessite pas la définition d'axes anatomiques mais elle est difficile à interpréter du point de vue clinique, en plus d'être sensible aux bruits de mesure et à la durée du pas temporel choisis (Kinzel, Hall et al. 1972).

La méthode des angles d'Euler décrit le mouvement tridimensionnel comme étant la succession de trois rotations autour d'un point, d'une position initiale à une position finale. Cette méthode a été reprise et adaptée aux articulations par Grood et Suntay (1983). Ainsi, les trois rotations successives se font autour des axes mécaniques des os qui composent l'articulation. Il est important de spécifier l'ordre des rotations, de déterminer si les axes sont fixes ou mobiles et si le référentiel est local ou global. Cette méthode nécessite aussi la définition d'axes anatomiques reliés aux os étudiés en mouvement. Des marqueurs déposés sur la peau ou directement sur les os réfèrent à des points anatomiques repérables à partir desquels les axes anatomiques sont définis. De légères différences dans la définition de ces axes ont des répercussions non négligeables sur les valeurs cinématiques. C'est ce qui rend difficile la comparaison des différents résultats puisque les mouvements anatomiques résultants dépendent du système d'axe spécifiquement défini dans chaque étude.

La méthode des axes hélicoïdaux et celle des angles d'Euler ont été comparées. Du fait que son principal avantage est de permettre une représentation clinique du mouvement, la méthode proposée par Grood et Suntay est recommandée par l'ISB pour la standardisation des données cinématiques (Wu and Cavanagh 1995). En raison de sa cinématique complexe, l'exactitude de la mesure de la mobilité du genou peut être limitée selon le choix de la méthode, le choix du système de mesure, le prix, la précision requise et d'autres limites associées aux expériences *in vivo* ou *in vitro*.

1.6 Conclusion

Le modèle traditionnel du genou considère importants pour le LCCr, pour sa fonction physique et sa reconstruction, seulement les structures dans et entourant le genou. Or il a été reconnu que certains patients ont rupturé leur LCCr pendant une activité physique routinière. Le modèle actif inclut alors les forces induites par les muscles et la mise en charge sur le membre, lesquelles influencent le déplacement du corps et sa stabilisation active.

L'articulation du genou ne subit pas seulement des flexions et des extensions. On retrouve aussi une rotation interne et de l'abduction. Aussi, il a été démontré que le LCCr, dont le rôle primaire est de limiter la translation crânio-caudale, est aussi un stabilisateur passif du genou contre la rotation interne tibiale. Étudier la cinématique tridimensionnelle est donc un élément d'évaluation important pour comprendre les divers aspects du mouvement de cette articulation et pour étudier l'effet des chirurgies de stabilisation dynamique dans les 3 plans.

Les études cinématiques sur les sujets vivants sont certes plus proches de la réalité mais elles ne permettent pas de mettre en évidence les modifications dans la cinématique normale, qui est la cinématique de référence, par des ruptures ligamentaires ou des chirurgies réparatrices sur un genou initialement sain. Alors que pour comprendre les effets spécifiques de la perte du LCCr sur le comportement dynamique du genou et les facteurs mécaniques entraînant la dégénérescence de l'articulation canine, il paraît intéressant de comparer sur un même genou la cinématique normale, pathologique puis reconstruite. Ce qui implique une étude *in vitro*.

Les principaux modèles *in vitro* sont par contre soit statiques, soit dynamiques mais non adaptés aux chiens. Dans tous les cas, les activités reproduites, telles que les accroupissements ou la montée d'escaliers, ne représentent pas des activités physiques quotidiennes canines. La mise en place d'un montage original simulant une activité telle que la marche ou le trot pour étudier la cinématique tridimensionnelle de genoux canins soumis à une charge physiologique réelle est donc primordiale. L'utilisation de la cinématique 3D en conjonction avec l'analyse des forces de réaction au sol est le meilleur outil pour décrire objectivement la locomotion canine (Voss, Imhof et al. 2007).

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE

2.1 Problématique

La rupture du ligament croisé crânial (RLCCr) est la principale cause de boiterie du membre pelvien chez le chien (Johnson, Austin et al. 1994). Au fil des années, une multitude de techniques chirurgicales ont été développées pour tenter de corriger la RLCCr (Brinker, Piermattei et al. 1990). On cite les procédures intra-capsulaires, qui consistent à remplacer le LCCr par une prothèse biologique ou synthétique, les procédures extra-capsulaires, qui tentent de recouvrer le rôle stabilisateur du ligament rupturé en ajoutant des contraintes de l'extérieur de la capsule articulaire et les techniques d'ostéotomie tibiale, lesquelles, reposent sur le principe de stabilisation dynamique, modifient les contraintes biomécaniques du genou pour réduire les lésions méniscales et la progression de l'OA.

Dans la pratique clinique, le résultat des techniques chirurgicales est évalué lors d'un examen orthopédique postopératoire. Cependant, ces outils subjectifs évaluent la condition de l'articulation dans un mode statique et ne révèlent pas d'anomalies en début d'évolution. Pour prédire le succès des chirurgies, des outils objectifs en rapport avec la fonction du membre, doivent être utilisés. La cinétique et la cinématique fournissent une information objective, complémentaire, quantifiable et reproductible sur la fonction normale et pathologique pendant la démarche canine (McLaughlin 2001).

L'évaluation du mouvement se fait *in vivo* en laboratoire depuis des décennies. Cependant, la majorité des techniques d'évaluation de la cinématique ne permettent pas de vérifier le mouvement de l'articulation dans des degrés de liberté autre que la flexion/extension du genou et la translation crânio-caudale. Dans plusieurs autres expériences, l'évaluation de la cinématique 3D du genou se fait par de simples capteurs de mouvement placés sur la peau. Cependant, il est difficile d'effectuer une mesure précise du mouvement des os qui sont occultés par le mouvement de la peau et des muscles qui les entourent.

Seule l'étude de Korvick et al., en 1994, a évalué, *in vivo*, la cinématique tridimensionnelle du genou canin, en insérant des marqueurs directement dans les os. Leur étude fournit des données sur la cinématique 3D intacte et disséquée, sans comparer l'effet des différentes chirurgies. Cependant, la définition de systèmes d'axes anatomiques, étape nécessaire pour représenter le mouvement des os en 3D et très sensible aux variations, a introduit une grande variabilité inter-spécimens dans les résultats de Korvick.

Pour contourner toutes ces limites et grâce au développement des technologies, les études *in vitro* ont gagné de la popularité. Elles sont éthiquement plus acceptables que les études *in vivo*, les expériences se déroulent dans un environnement contrôlé et elles permettent d'enregistrer une multitude de mesures variées lors d'une même expérience.

Dans les études canines, la majorité des modèles proposent une analyse statique et bidimensionnelle en fixant le genou à un certain angle de flexion et en appliquant une charge équivalente à 30% du poids du chien. Bien que simples et répétables, ces modèles ne reproduisent pas la cinématique physiologique du genou et ne permettent pas de simuler des circonstances physiologiques. Ils simulent plutôt des tests cliniques.

Dans les études sur l'Homme, certaines plates-formes simulent le mouvement dynamique du membre. Et bien que les degrés de liberté du genou ne soient pas restreints, aucun montage ne respecte parfaitement les degrés de liberté de la hanche et de la cheville. En plus, les activités dynamiques simulées se limitent à des exercices isocinétiques, comme les accroupissements, la montée d'escaliers, l'action de s'asseoir, de se relever ou de pédaler. Alors que la locomotion implique le déplacement de la charge appliquée sur la hanche, de l'arrière vers l'avant, modifiant ainsi les moments appliqués sur le genou. En d'autres mots, permettre au genou de se mouvoir sans contrainte ne suffit pas à reproduire, *in vitro*, la cinématique physiologique du membre à la marche, au trot ou au galop. À notre connaissance, aucune étude n'a proposé un montage permettant d'évaluer la cinématique tridimensionnelle du genou canin lors de la phase d'appui au trot, en se rapprochant des conditions de mise en charge réelle.

2.2 Hypothèses de travail

La principale hypothèse sur laquelle s'appuie ce travail est la suivante :

- Pour une évaluation adéquate de la fonction de genoux intacts et disséqués et pour juger de la qualité des reconstructions ligamentaires, la mesure de la cinématique tridimensionnelle est nécessaire et complémentaire à l'analyse des forces verticales de réactions au sol.

Il en découle les hypothèses suivantes :

- Le montage permet des mesures de la cinématique tridimensionnelle et des forces verticales de réaction au sol intra et inter-spécimens répétables.
- Les mesures de la cinématique tridimensionnelle de genoux sains obtenues avec ce modèle sont comparables aux valeurs de la cinématique tridimensionnelle de genoux sains, obtenues *in vivo* dans la littérature.
- Les forces verticales de réaction au sol obtenues avec ce modèle sont les mêmes que celles obtenues dans la littérature, lors de la phase d'appui, à la marche chez les chiens normaux.
- Les mesures de la cinématique tridimensionnelle de genoux souffrants d'une RLCCr obtenues avec ce modèle sont comparables aux valeurs de la cinématique tridimensionnelle de genoux souffrants d'une RLCCr, obtenues *in vivo* dans la littérature.

2.3 But de l'étude

Face au peu de connaissances sur la cinématique tridimensionnelle du genou canin, sur l'effet des blessures ligamentaires et de leur traitement chirurgical, cette étude est née de la volonté des chirurgiens vétérinaires d'évaluer la cinématique tridimensionnelle intacte, pathologique et reconstruite avec des outils objectifs, valides et fiables afin d'améliorer les techniques de reconstructions ligamentaires du genou canin.

L'objectif général du projet est de valider un montage original expérimental automatisé visant à reproduire *in vitro* la démarche dynamique saine et pathologique du membre pelvien, durant la phase d'appui, en se rapprochant des conditions de mise en charge physiologiques, par l'application d'un poids équivalent à 45% du poids du chien.

Il en découle les objectifs spécifiques suivants :

- Évaluer la répétabilité des mesures de la cinématique tridimensionnelle et des forces verticales de réaction au sol.
- Valider le montage en comparant la cinématique tridimensionnelle et les forces verticales de réaction au sol simulées de genoux sains aux valeurs *in vivo* dans la littérature.
- Valider le montage en comparant la cinématique tridimensionnelle simulée de genoux canins souffrants d'une RLCCr aux valeurs *in vivo* dans la littérature.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Montage expérimental

3.1.1 Description du montage

Le montage expérimental se compose d'un bâti fabriqué essentiellement de planches en bois assemblées par des fixations métalliques et des vis. Ce bâti est constitué de deux plateaux mobiles. La translation verticale du plateau supérieur est guidée par deux axes verticaux en aluminium (Figure 3.1 (flèche orange)). La translation antéropostérieure du plateau inférieur est contrôlée par un vérin linéaire et guidée par deux axes horizontaux en aluminium (Figure 3.1 (flèche rouge)). Aucune autre translation ou rotation n'est permise à ces deux plateaux.

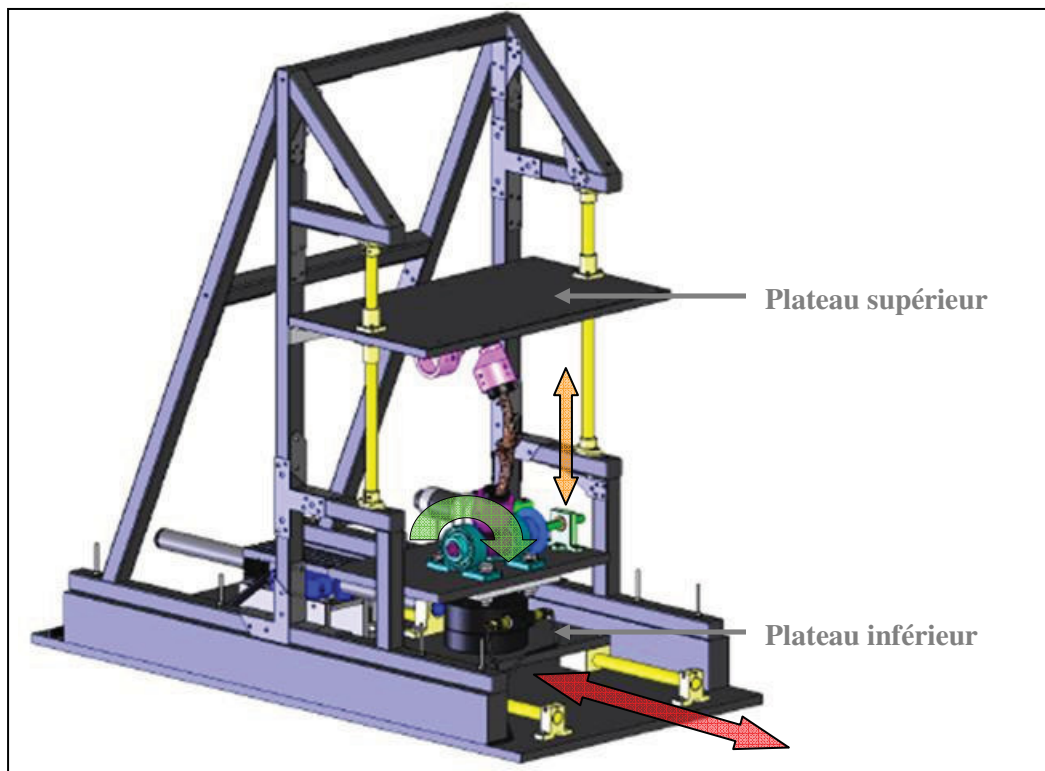


Figure 3.1 Schématisation du montage expérimental développé.

Deux roulements, autorisant la flexion/extension du tibia par rapport à l'horizontale, sont fixés solidement au plateau inférieur. Cet ensemble représente le tarse artificiel. Un troisième roulement, assemblé aux deux autres, autorise la rotation interne/externe du tibia par rapport au plateau horizontal. Cet assemblage à trois roulements est solidaire de sorte à empêcher toute translation proximo-distale du tibia par rapport au plateau inférieur lors des essais, tout en respectant les deux degrés de liberté du tibia par rapport au tarse artificiel. Cet assemblage représente l'articulation artificielle de la cheville (Figure 3.2). Sur le troisième roulement est collée une pièce cylindrique, qui représente la partie artificielle de l'extrémité distale de l'os du tibia. Sur cette pièce vient s'insérer l'os du tibia fixé dans un tuyau adaptateur cylindrique en PVC à l'aide d'un matériau polymérique.

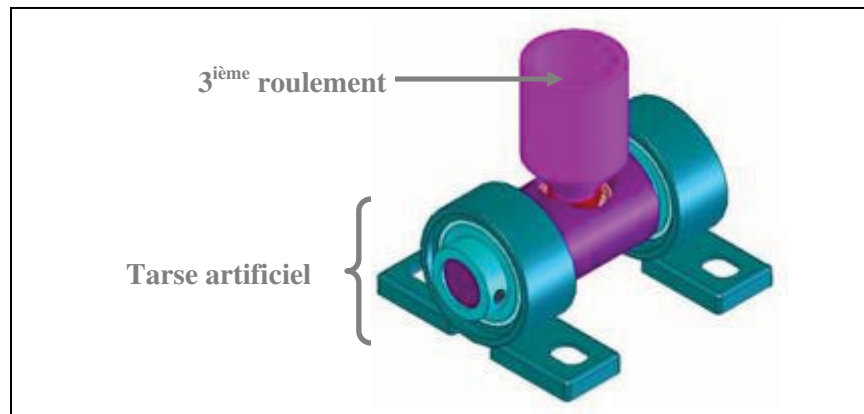


Figure 3.2 Articulation artificielle de la cheville, à deux degrés de liberté.

Le plateau supérieur est solidement vissé au pelvis artificiel. Ce dernier a été modélisé, fabriqué et assemblé à d'autres pièces de sorte à reproduire la physiologie d'un pelvis canin et de l'articulation pelvo-fémorale. En effet, cette pièce comprend deux alésages servant de logement aux articulations pelvo-fémorales d'une patte gauche et d'une patte droite, ne nécessitant ainsi aucune adaptation du montage au cours des essais. Dans chacun de ces alésages vient s'emboîter solidement un roulement à deux degrés de liberté, permettant les moments de flexion/extension et d'abduction/adduction du fémur par rapport au pelvis et dont le centre de rotation est confondu au centre de la tête fémorale (Figure 3.3). À ce roulement est fixée une pièce cylindrique, qui représente la partie artificielle de l'extrémité distale de l'os du fémur et qui permet, comme le mentionne Shahar, une abduction de 10° du fémur par rapport au pelvis (Shahar and Banks-Sills 2002). Dans cette pièce vient s'insérer un tuyau adaptateur cylindrique en PVC dans lequel le fémur est fixé à l'aide d'une résine polyester. C'est la pièce support du fémur. Aucune rotation interne/externe n'est permise à l'interface de l'ensemble {pelvis-roulement pelvo-fémoral-pièce support du fémur}.

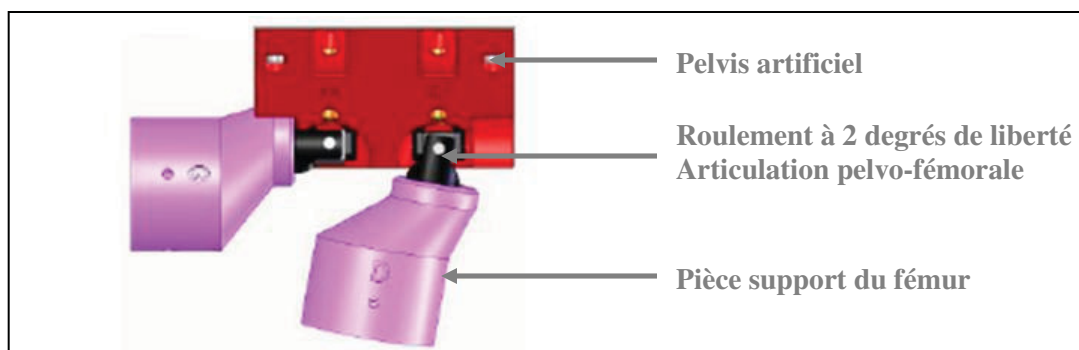


Figure 3.3 Articulatio coxo-fémorale artificielle, à deux degrés de liberté.

La pièce support du fémur et celles formant l'articulation de la cheville ont été modélisées pour résister à une charge supérieure ou égale à la mise en charge appliquée sur le genou par le poids du chien au trot (72%BW) (Rumph, Lander et al. 1994). Elles ont été fabriquées par prototypage rapide ou usinées en acier. Les articulations de la cheville et de la hanche sont ainsi matérialisées par des liaisons mécaniques, autorisant les degrés de liberté nécessaires pour une reproduction fidèle du mouvement des os les uns par rapport aux autres et permettant, par un mécanisme de chaîne ouverte, de respecter les six degrés de liberté de l'articulation du genou.

3.1.2 Automatisation

Deux moteurs permettent de générer le mouvement du membre pelvien. Un vérin électromagnétique linéaire contrôle la translation crânio-caudale du plateau inférieur. Alors qu'un moteur rotatif, fixé aux roulements du tarse artificiel, contrôle la flexion/extension de la cheville (Figure 3.1 (flèche verte)).

Étant les paramètres contrôlés à l'entrée du système, les déplacements linéaires du tarse artificiel et la rotations de la cheville ont été déterminés en se basant sur la cinématique rapportée dans la littérature, dans le plan sagittal du genou (Figure 3.4) et de la hanche (Figure 3.5). En effet, l'évolution de la flexion du genou commandée, pendant la phase d'appui, correspond au polynôme de degrés 6 approximant la moyenne des valeurs rapportées dans la littérature (DeCamp, Soutas-Little et al. 1993; Allen, DeCamp et al. 1994; DeCamp, Riggs et al. 1996; Schaefer, DeCamp et al. 1998) (Figure 3.4).

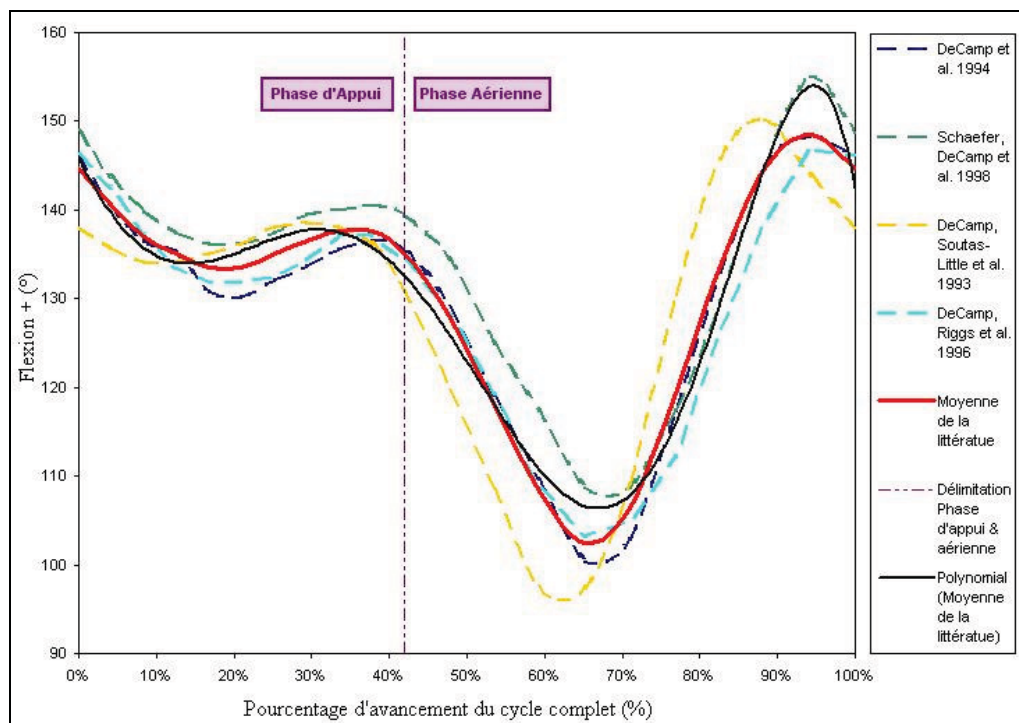


Figure 3.4 Évolution de l'angle du genou canin lors d'un cycle au trot selon la littérature.

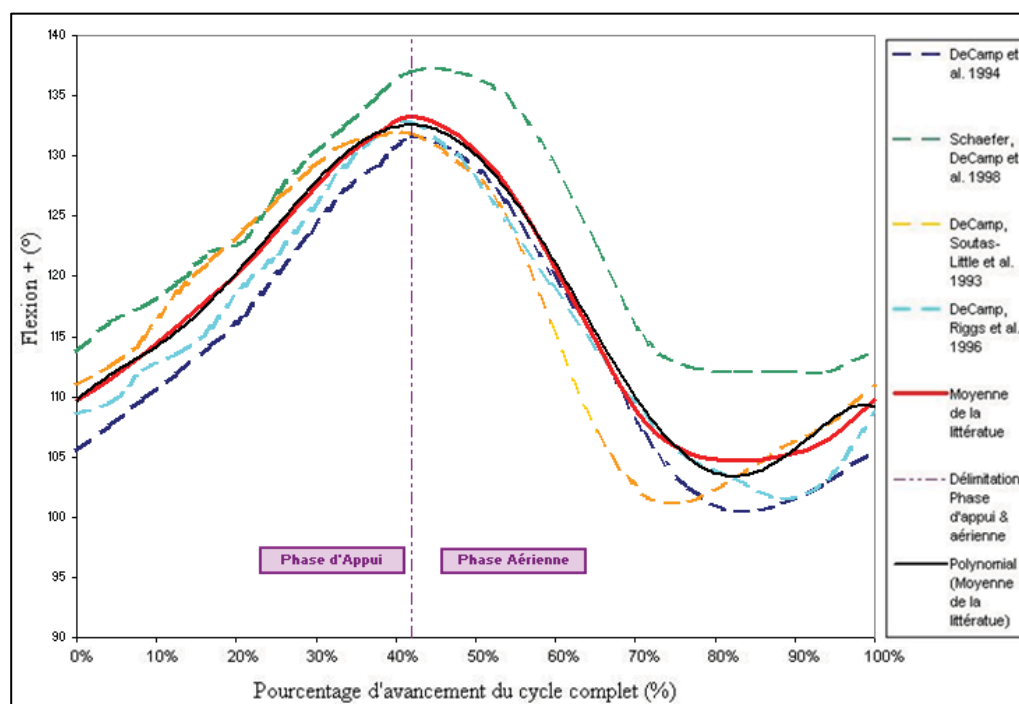


Figure 3.5 Évolution de l'angle de la hanche canine lors d'un cycle au trot selon la littérature.

Pour simuler cette courbe de flexion, un déplacement linéaire absolu du tarse artificiel d'une amplitude allant jusqu'à 186 mm (Figure 3.6) et une flexion absolue de la cheville d'une amplitude allant jusqu'à 37° (Figure 3.7) sont nécessaires.

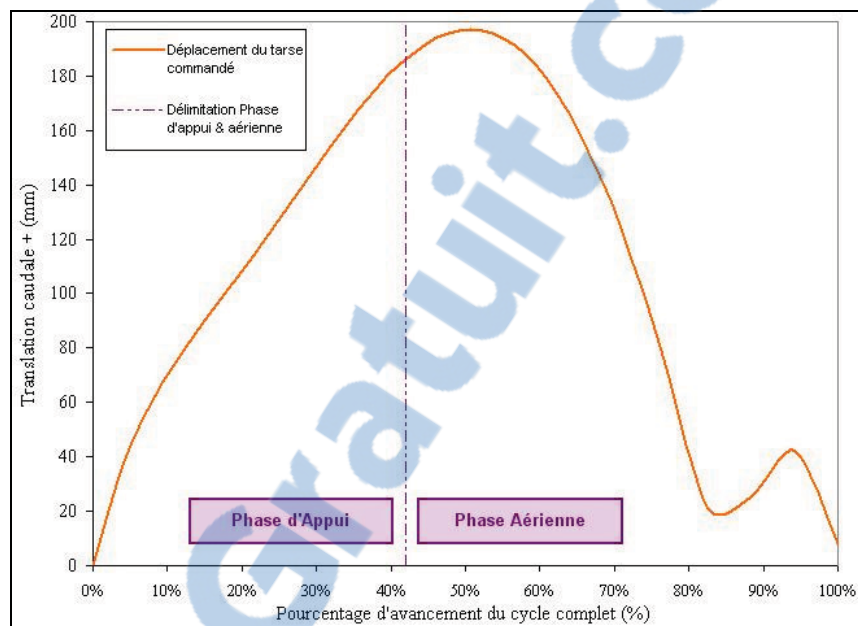


Figure 3.6 Évolution du déplacement linéaire absolu du tarse artificiel commandé.

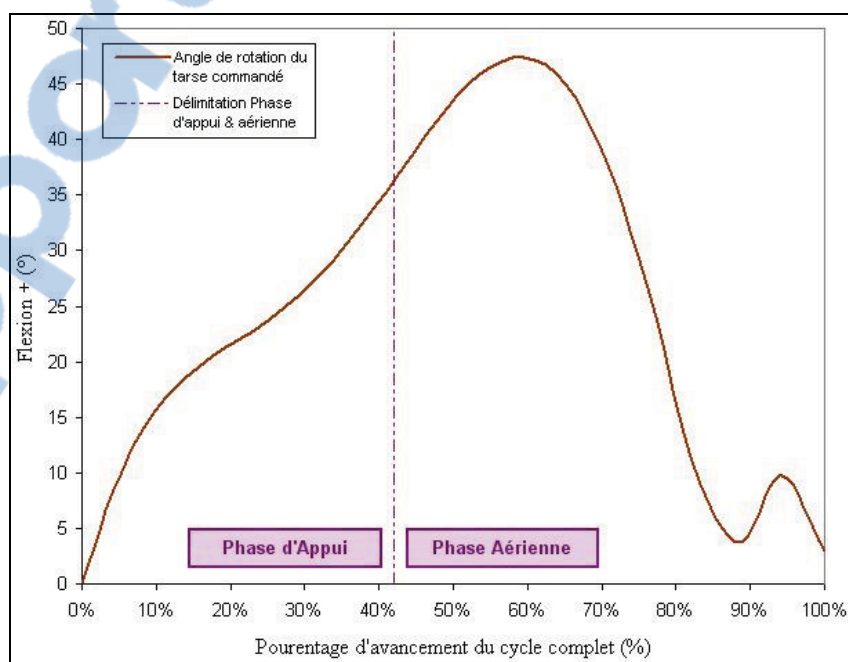


Figure 3.7 Évolution de l'angle de flexion/extension du tarse artificiel commandé.

Pour reproduire la position de la patte au début de la phase d'appui, les plateaux inférieur et supérieur doivent être placés selon les paramètres initiaux. Premièrement, l'angle de la cheville doit correspondre à 105° (DeCamp, Soutas-Little et al. 1993; Allen, DeCamp et al. 1994; DeCamp, Riggs et al. 1996; Schaefer, DeCamp et al. 1998). Cette étape est réalisée par le contrôle du moteur rotatif, en faisant fléchir crânialement la cheville de 15° (Figure 3.8 (flèche verte)) par rapport à la verticale (Figure 3.8 (flèche rouge)).

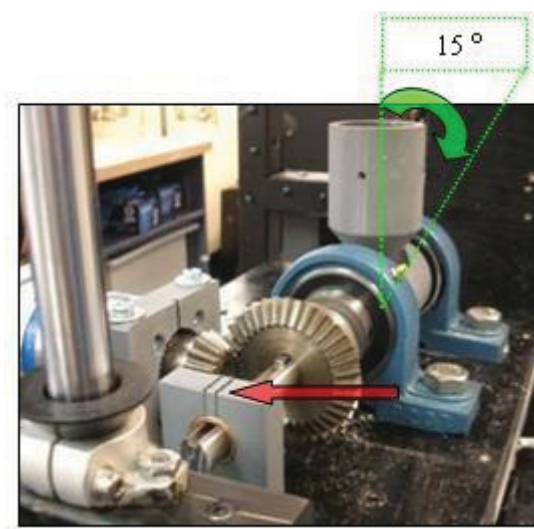


Figure 3.8 Position initiale de l'angle de la cheville artificielle, contrôlé par le moteur rotatif.

Deuxièmement, la distance entre le centre de rotation de la tête fémorale et l'extrémité postérieure du plateau inférieur doit correspondre à 170mm (Figure 3.9 (OE)). Cette étape est réalisée par le contrôle du vérin linéaire, en faisant reculer ou avancer la planche pour ajuster cette distance.

À cette position initiale, le tibia et le fémur forment un angle de 146° dans le plan sagittal. L'angle initial du genou, de la cheville et de la hanche ainsi que les valeurs des longueurs des os sont des données moyennées de la littérature (DeCamp, Soutas-Little et al. 1993; Allen, DeCamp et al. 1994; DeCamp, Riggs et al. 1996; Schaefer, DeCamp et al. 1998).

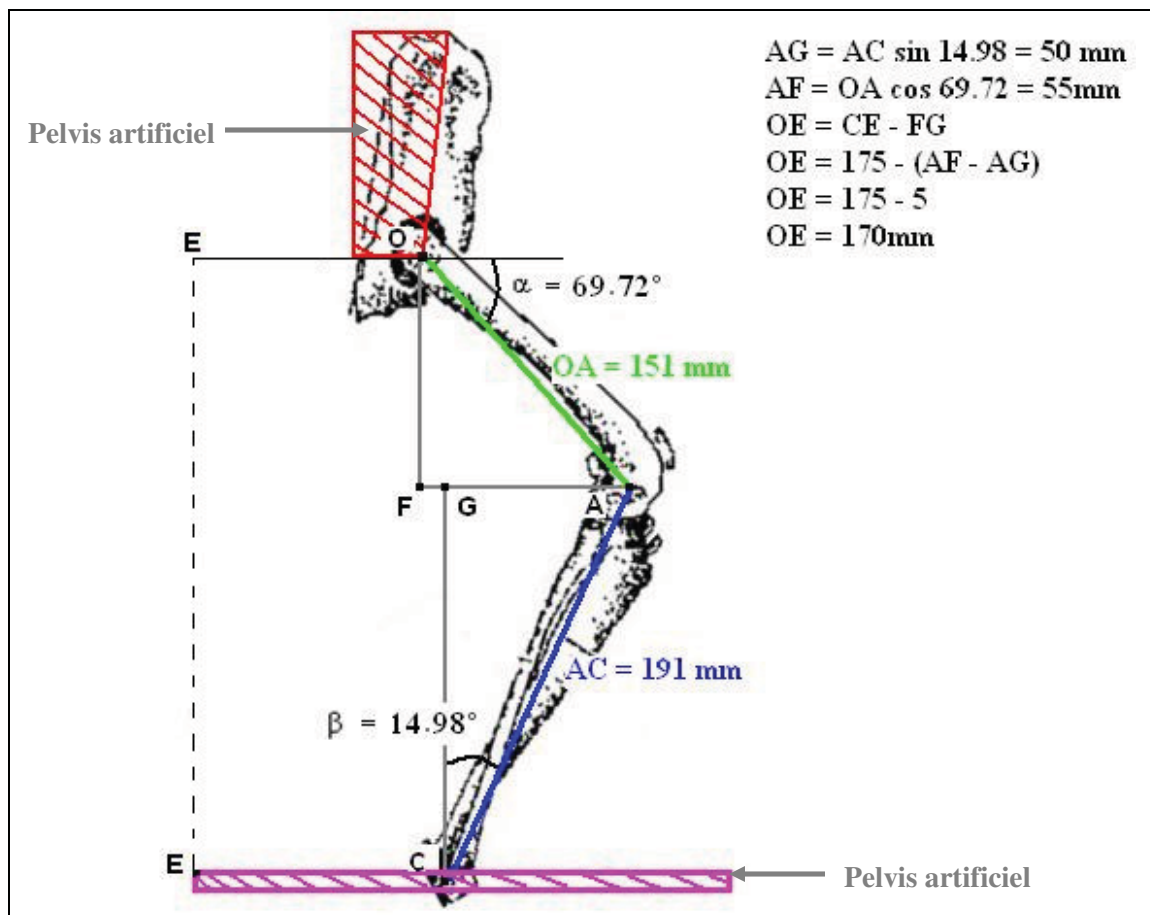


Figure 3.9 Position initiale du plateau inférieur contrôlé par le vérin linéaire.

Dans cette version du montage, les moteurs peuvent être contrôlés soit selon le mode "vitesse", soit selon le mode "position". Puisque la simulation de la position du tarse artificiel et du pelvis artificiel est plus importante à cette étape ci du projet, le mode de contrôle par position a été privilégié. Ceci implique que les moteurs, n'ayant pas la même vitesse de déplacement, doivent s'"attendre" une fois la position commandée atteinte, et de ce fait, la simulation d'une cinématique continue est limitée par le matériel disponible.

Le choix s'est donc arrêté sur le contrôle de l'amplitude de déplacement du tarse artificiel et sur le contrôle du degré de flexion de la cheville selon l'évolution de la position de ces derniers tous les 4.2% de la phase d'appui. Donc, par soucis de précision, et étant donné que la phase d'appui représente 42% du cycle complet, 10 déplacements linéaires du tarse artificiel et 10 déplacements angulaires de la cheville ont été simulés.

3.2 Sujets d'étude

3.2.1 Sélection des spécimens

Six membres pelviens, provenant par paire de trois chiens adultes de grande race ont été prélevés. Les chiens ont été sacrifiés pour des raisons autres que le sujet de cette étude et les 6 membres ont été obtenus immédiatement après la mort. Les chiens sont de race différente mais similaires en âge, soit entre 1 et 5 ans et en poids, soit de 29 à 31 kg. Une évaluation clinique et radiographique est réalisée pour exclure les spécimens présentant toute pathologie articulaire ou toute immaturité squelettique. L'angle du plateau tibial (APT) est mesuré tel que décrit dans la littérature (Caylor, Zumpano et al. 2001). Les tibias ayant un APT supérieur à 35° ont été exclus. Les membres retenus, au nombre de six, cliniquement sains, ont été placés dans un sac en plastique scellé et congelés à -20°C.

3.2.2 Préparation des spécimens

Quarante-huit heures avant les expérimentations, les membres, laissés dans leur sac en plastique scellé, ont été décongelés à température ambiante de la pièce (22°C). Vingt-quatre heures avant les manipulations, chaque membre a été disséqué en lui enlevant toute la peau, y compris celle qui se trouve sur la capsule articulaire. Toute la musculature, de la tête fémorale à l'extrémité distale tibiale a été disséquée. Seuls les tissus périarticulaires du genou (capsule et rétinacle latéral) ont été préservés. Le tarse a été désarticulé et jeté.

Deux tiges de fixation externe filetées ont été vissées sur l'os du fémur et du tibia (Figure 3.10). Ces tiges servent de support rigide pour les socles des corps rigides. Le rôle de ces corps rigides et de ses éléments sera expliqué au cours de cette partie. Sur chaque socle vient s'insérer un arbre, sur lequel peuvent se loger, pendant les enregistrements, 5 diodes optoélectroniques. L'arbre a été pensé de sorte qu'à la fin de l'expérience, les diodes peuvent être retirées sans être abimées et y être réinsérées dans d'autres expériences. Chaque spécimen, ainsi préparé avec les 2 socles et les 2 arbres, a été installé, caudalement dans un tomodynamomètre.

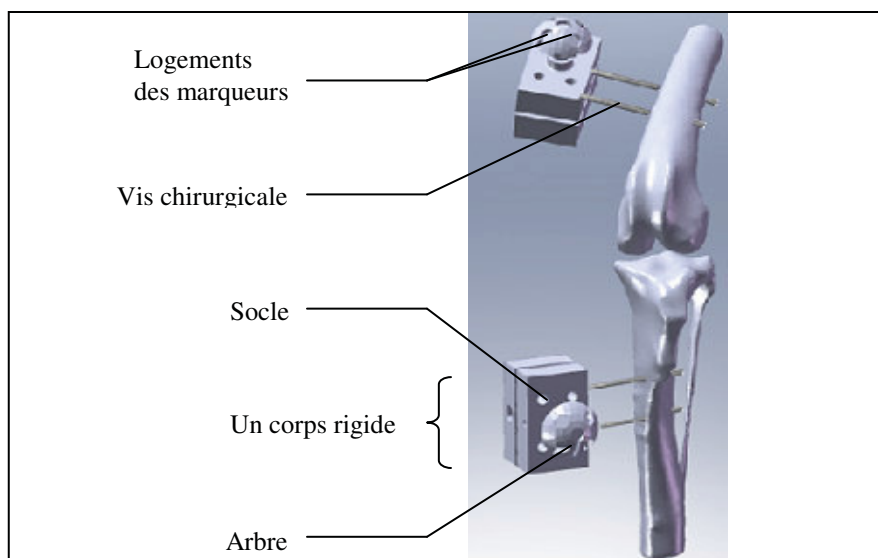


Figure 3.10 Corps rigides tels que positionnés sur les os de l'articulation du genou.

Une fois l'acquisition d'images effectuée, l'extrémité distale du tibia et celle du fémur sont sectionnées de, respectivement, 5 à 6 cm au dessus de l'articulation tibio-crurale et de 6 cm, juste sous le petit trochanter. Ces extrémités distales des os sont représentées artificiellement par les pièces du montage. La diaphyse tibiale et la diaphyse fémorale sont centrées, à l'aide d'un gabarit, dans des tuyaux en PVC. Une fois les os bien centrés visuellement, les tuyaux sont incorporés d'une résine polyester (Bondo Body Filler, Bondo Corporation, Atlanta, GA). Il est important de réaliser cette étape la veille de l'expérience pour permettre à la résine de sécher complètement. Chaque spécimen a été soigneusement enveloppé dans une serviette humidifiée de saline physiologique (0.9% NaCl) puis placé dans un sac de plastique scellé. Les spécimens ont été ensuite gardés au réfrigérateur à 4°C jusqu'au lendemain, journée des expériences.

Grâce aux images tomographiques, chaque membre est virtuellement reconstruit en 3D à l'aide du logiciel SliceOmatic (Tomovision, Québec, Canada). Le membre ainsi reconstruit est transféré dans un logiciel compatible au format produit par SliceOmatic. En plus de permettre une visualisation 3D des os, le logiciel en question (VodK), sert à identifier des points anatomiques, à effectuer plusieurs mesures linéaires et angulaires sur les os et à définir des systèmes d'axes à partir de ces points. Cette représentation 3D permettra par la suite de définir les systèmes d'axes anatomiques.

3.2.3 Installation des spécimens dans le montage

Le jour des expérimentations, avant de procéder à l'installation de la patte sur le montage, il est important de placer le tarse artificiel (plateau inférieur + support du tibia) selon les paramètres initiaux calculés préalablement. Les tuyaux en PVC du tibia et du fémur, préparés pour s'adapter aux pièces cylindriques supportant le tibia et le fémur, sont vissés à ces dernières, à l'aide de trois vis limitant tout mouvement à l'interface {pièce de support des os-tuyau adaptateur-résine-os}.

Une boucle réalisée avec un câble en acier flexible et une bague de serrage est insérée au centre de la rotule à travers un trou percé latéralement. Un ridoir est attaché, par une extrémité, à cette boucle, et par l'autre extrémité, à un crochet vissé sur la pièce support du fémur et aligné à la rotule. Ce mécanisme simule la traction des quadriceps (Figure 3.11). Le ridoir est ensuite serré, assurant la stabilisation du genou à la position initiale. Cinq diodes optoélectroniques sont insérées dans les logements prévus à cet effet, sur l'arbre du fémur et cinq autres sur celui du tibia (Figure 3.11).

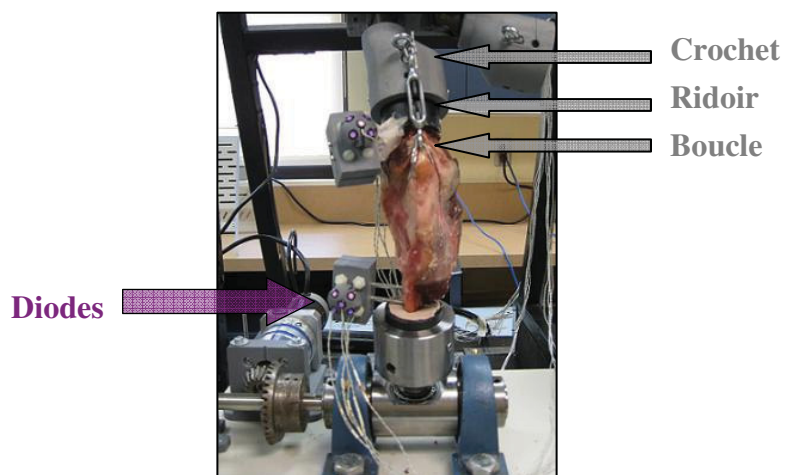


Figure 3.11 Simulation de la traction des quadriceps.

Une fois le spécimen fixé solidement au montage, une charge correspondant à 45% du poids du chien est appliquée sur la plate-forme de la hanche (Figure 3.12). Étant donné le poids rapproché des 3 chiens, et n'ayant pas de poids plus légers que 1.1 kg, le même poids a été appliqué dans tous les essais, soit au total 14 Kg.

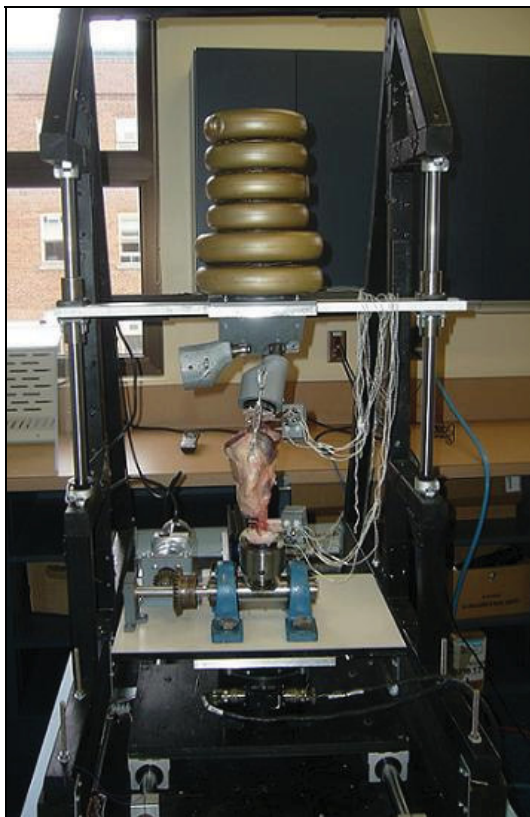


Figure 3.12 Membre canin installé dans le montage.

Une dernière vérification s'impose. À l'aide d'un goniomètre, l'angle entre l'axe longitudinal du tibia et celui du fémur est mesuré afin de s'assurer d'une position initiale adéquate (Figure 3.13). L'angle est ajusté au besoin par le contrôle du vérin linéaire.

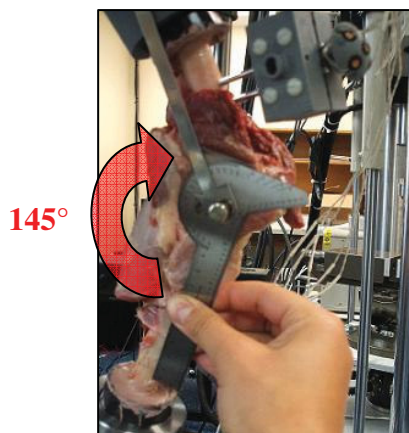


Figure 3.13 Vérification de l'angle initial du genou.

3.3 Recueil des données

3.3.1 Acquisition et traitement des données cinématiques

L'analyse du mouvement de l'articulation du genou est basée sur l'observation des positions et orientations successives des os qui composent cette articulation, dans un repère global fixe, au cours de l'expérience. Évaluer les déplacements internes du genou revient donc à déterminer les transformations subies par les repères anatomiques reliés au fémur et au tibia dans le repère global, puis d'en fixer un pour évaluer leurs mouvements relatifs.

À partir des images tomographiques, un modèle virtuel du spécimen est obtenu. Ce modèle numérique permet la définition des systèmes d'axes anatomiques associés aux os étudiés. Pour établir un lien entre le spécimen installé dans le montage et le modèle numérique, il faut avoir recours à des objets de référence, présents dans le modèle virtuel et dans le modèle réel. La position de ces objets par rapport aux systèmes d'axes anatomiques reste identique aussi bien dans le tomodensitomètre que pendant l'expérience. L'association des coordonnées réelles et virtuelles d'au moins trois points particuliers de ces objets donne lieu à la matrice de passage entre les deux modèles, outil mathématique permettant de transposer les données d'un repère à l'autre.

Les repères définis dans cette étude sont des systèmes de coordonnées à trois axes orthogonaux et orientés selon la règle de la main droite.

3.3.1.1 Modèle réel

La cinématique tridimensionnelle du genou est enregistrée par un système d'acquisition Optotrak (Optotrak, NDI, Waterloo, Ontario). Ce système se compose d'une caméra sensible aux rayons infrarouges émis par les diodes optoélectroniques ou marqueurs. Une étude pilote a permis de conclure que ces diodes ne sont pas sensibles au champ magnétique émis par le vérin linéaire.

Un ensemble de 5 marqueurs dont la position et l'orientation les uns par rapport aux autres sont fixes au cours du temps, forment un corps rigide. Sur chaque os est fixé un corps rigide. Et à chaque corps rigide est associé un repère expérimental dont le mouvement est suivi au cours du temps par le système d'acquisition. Au modèle réel sont donc associés les repères expérimentaux des corps rigides du fémur et du tibia, exprimés dans le repère global fixe, défini ici comme étant le repère de la caméra. Ces marqueurs représentent donc les objets de référence choisis.

Un corps rigide est composé d'un socle et d'un arbre (Figure 3.10 p. 80). Tel que mentionné ci-haut, le socle est ancré dans l'os à l'aide d'un système de fixation qui le prive de tout degré de liberté. Sur le socle vient s'insérer un arbre sur lequel sont prévus des logements pour les marqueurs.

Lors de la définition des corps rigides, la caméra assigne des numéros aux marqueurs selon les connexions électriques établies. La place de chaque marqueur sur chaque corps rigide est de ce fait importante et doit demeurer constante au cours de toutes les expériences. D'ailleurs, la tige inférieure de l'arbre est de forme asymétrique, assurant un positionnement unique des marqueurs par rapport au socle. En plus de disposer les marqueurs dans les mêmes logements, il est aussi important que chaque corps rigide soit associé au même os. Ainsi, le corps rigide 1, comprenant les marqueurs de 1 à 5, est fixé au tibia, alors que le corps rigide 2, comprenant les marqueurs 6 à 10, est fixé sur le fémur (Figure 3.14).

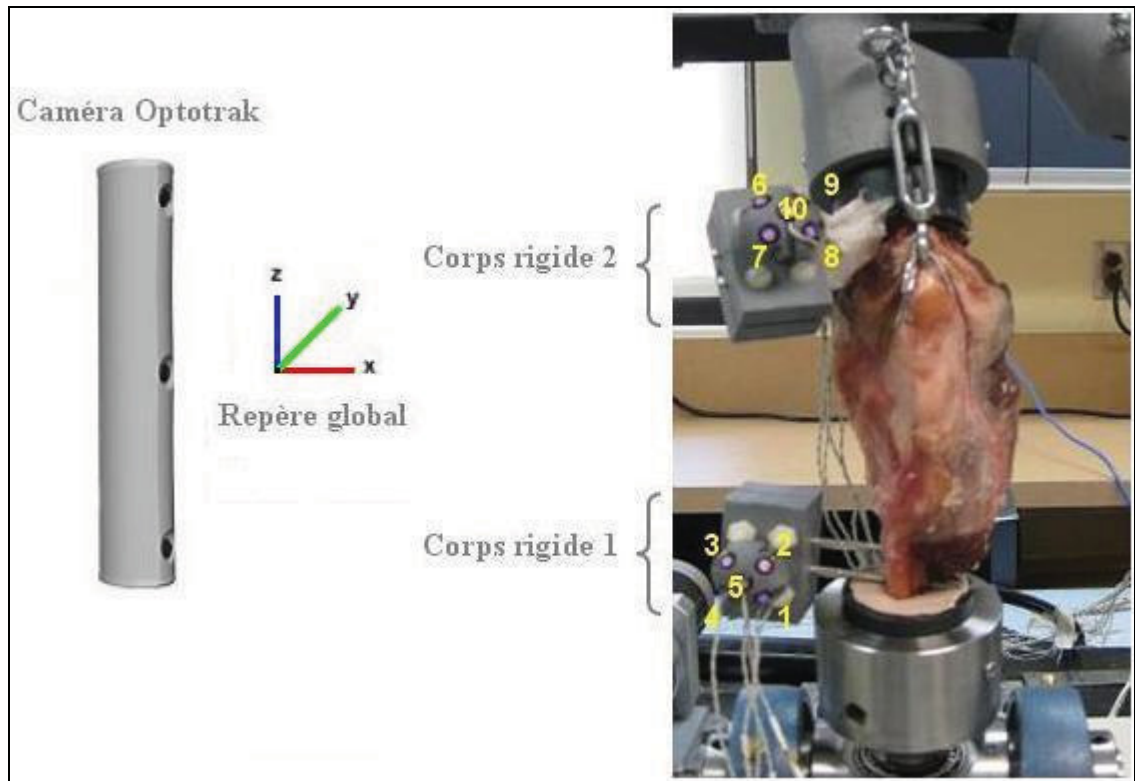


Figure 3.14 Emplacement spécifique des corps rigides et des marqueurs sur le modèle réel.

Le choix de la position des socles et de l'orientation des marqueurs doit prendre en compte les contraintes environnementales. Par une méthode d'essai/erreur, nous avons déterminé la position des socles qui permettrait de les visualiser tout au long du mouvement, incluant les positions extrêmes. Ce choix garantit, aussi, à tout instant, le suivi d'au moins trois marqueurs par corps rigide, minimum requis pour obtenir les paramètres du mouvement en 3D. Les champs d'émission des marqueurs ont donc été orientés dans la direction crâniale, faisant face à la caméra.

Pendant la durée des essais, les coordonnées des dix marqueurs sont enregistrées dans le repère global en fonction du temps. Les matrices de transformation entre le repère global et chacun des corps rigides, au cours du temps sont alors déduites. Tout changement de position et de l'orientation de l'os entraîne nécessairement les mêmes changements au repère du corps rigide auquel il est associé et fixé.

3.3.1.2 Modèle virtuel

Le modèle virtuel est une image numérique du spécimen obtenue par tomodensitométrie et des corps rigides qui lui sont fixés. À ce modèle virtuel sont associés les repères anatomiques des os et les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs, tous exprimés dans le repère virtuel défini par le tomodensitomètre (Figure 3.15).

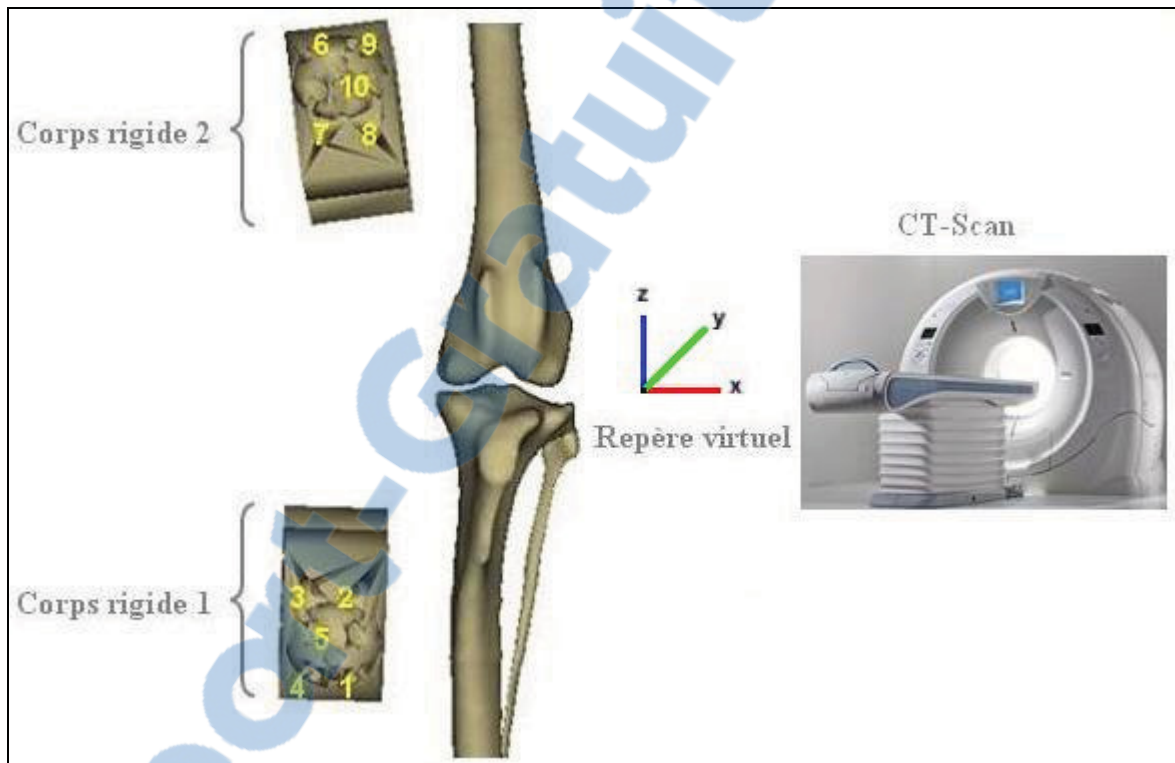


Figure 3.15 Modélisation de l'emplacement spécifique des corps rigides et des marqueurs sur le modèle virtuel.

Basés sur les aspects géométriques des os, les repères anatomiques sont définis à partir de points remarquables. À l'aide du logiciel VodK, certaines régions anatomiques ont été approchées par des éléments géométriques simples, facilitant ainsi la définition des systèmes d'axes anatomiques associés au fémur et au tibia. Tel que spécifié plus haut, le mouvement relatif de la rotule n'est pas pris en compte dans cette étude. Cet os sésamoïde est intégré à l'ensemble {tibia-péroné}.

Une méthodologie détaillée de la définition des systèmes d'axes anatomiques du fémur et du tibia sous VodK est ici présentée. Notez que l'exemple illustré s'applique à un genou gauche. Des modifications s'imposent quand il s'agit de genoux droits. Celles-ci sont expliquées dans la suite de cette partie.

Une des options du logiciel VodK permet de définir le système d'axe anatomique du fémur à partir de la géométrie de la tête fémorale et de celle des condyles fémoraux.

Les condyles fémoraux sont approximés par un cylindre défini à partir des contours latéral et médial de ces derniers, lesquels sont positionnés manuellement (Figure 3.16 (vue médiale)). Les 2 points d'intersection de l'axe du cylindre avec le condyle médial et le condyle latéral sont des points anatomiques retenus pour la définition du système d'axes anatomique fémoral (Figure 3.16 (vue crâniale)).

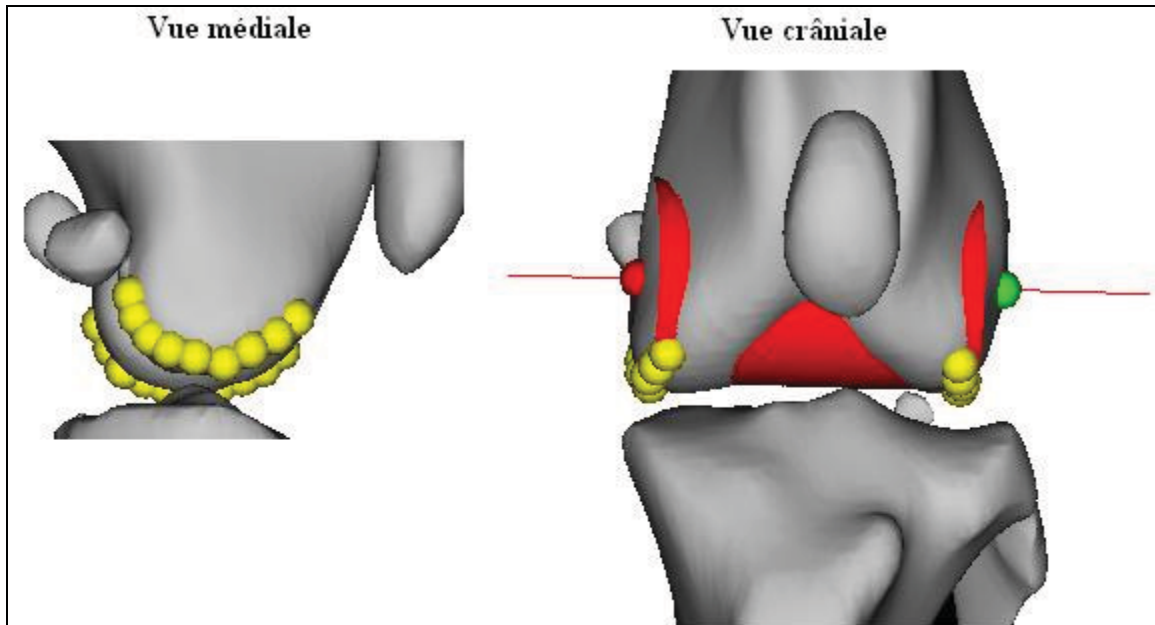


Figure 3.16 Approximation des condyles fémoraux par un cylindre dans le modèle virtuel.

Le troisième point est le centre de la tête fémorale, laquelle a été approximée par une sphère dont le centre correspond à ce point (Figure 3.17 (point rose)).

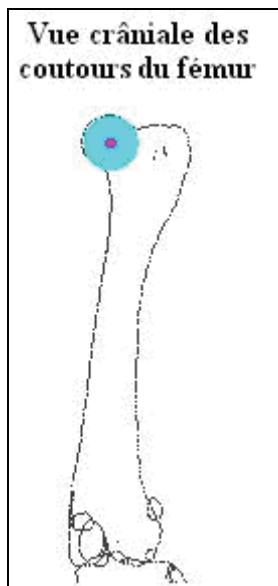


Figure 3.17 Approximation de la tête fémorale par une sphère dans le modèle virtuel.

VodK permet ensuite de calculer et de tracer à partir de ces 3 points le système d'axes orthogonal anatomique fémoral dont l'axe des X correspond à l'axe du cylindre des condyles fémoraux, l'axe des Z correspond à l'axe longitudinal de la diaphyse du fémur et dont l'axe des Y est le résultat du produit vectoriel des deux précédents. Un fichier contenant la matrice de transformation entre le repère du tomodensitomètre et le système d'axes anatomique du fémur est ensuite généré. Notez que ce repère, dont l'origine est le centre du cylindre condyloire, est bien orienté selon la règle de la main droite : l'axe Z positif pointe vers le haut, l'axe X positif vers le côté latéral et l'axe Y positif vers la face caudale de l'os fémoral gauche (Figure 3.20 p. 91).



Le système d'axes anatomique du tibia est lui aussi généré par le logiciel VodK. Pour ce faire, on se basera, tout de même, sur des points anatomiques remarquables à partir de la géométrie du plateau tibial et de celle de la facette articulaire du talus.

Le premier point anatomique est le centre du contour de la facette articulaire du talus (Figure 3.18 (point rouge)).

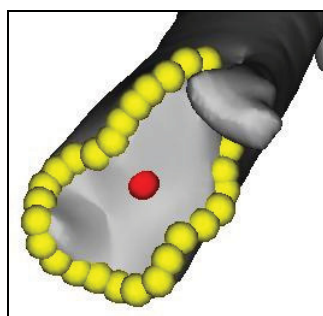


Figure 3.18 Approximation du centre du talus dans le modèle virtuel.

Le second point est le centre du contour du plateau tibial. Ce point est l'origine du repère anatomique du tibia, dont l'axe des Z passe par ces deux points anatomiques. Pour s'assurer de l'orthogonalité du système d'axes anatomique du tibia, c'est un axe des X temporaire qui est défini sous VodK. Cet axe passe par le centre du plateau tibial (Figure 3.19 (point rouge)) et par un point du contour du plateau tibial (Figure 3.19 (point vert)), identifié visuellement comme appartenant à la droite (Figure 3.19 (segment brun)) parallèle à l'axe des X du fémur (Figure 3.19 (droite bleue)).

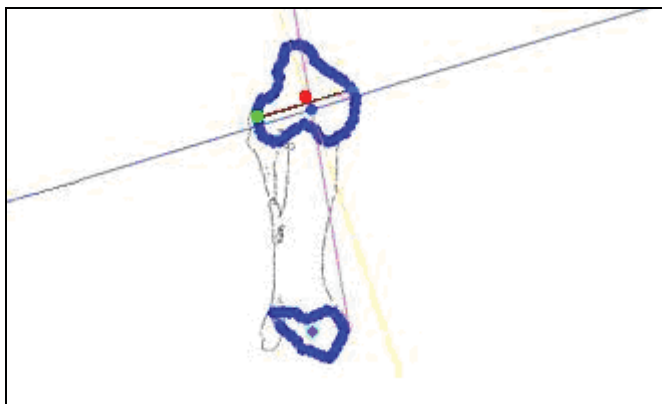


Figure 3.19 Approximation du centre du plateau tibial dans le modèle virtuel.

Il est important que les axes des X anatomiques du fémur et du tibia soient parallèles, évitant ainsi l'introduction d'un biais dans la valeur de la rotation interne/externe et l'abduction/adduction entre le repère anatomique du fémur et celui du tibia. Ces valeurs sont supposées être nulles au repos, dans un genou anatomiquement sain, soumis à aucune charge. Pour minimiser ce type de biais, dans le tomodensitomètre, la patte a été déposée sur le coté caudal, afin d'assurer la neutralité de la pose.

L'axe des Y est calculé comme étant le résultat du produit vectoriel de l'axe de Z et de l'axe de X temporaire. L'axe des X final est déduit par le produit vectoriel de l'axe des Y et de l'axe des Z. Notez que ce repère, dont l'origine est le centre du plateau tibial, est bien orienté selon la règle de la main droite : l'axe Z positif pointe vers le haut, l'axe X positif vers le coté latéral et l'axe Y positif vers la face caudale de l'os tibial gauche (Figure 3.20 p. 91).

Chacun des repères anatomiques établis ici fait partie intégrante de l'os auquel il est associé. Tout changement de position et de l'orientation de l'os entraîne nécessairement les mêmes changements pour le repère anatomique auquel il est associé.

Pour définir les repères des deux corps rigides dans le modèle virtuel, il suffit d'identifier les positions des marqueurs sous VodK, de les désigner par les mêmes numéros attribués dans le modèle réel et de générer leurs coordonnées tridimensionnelles dans le repère du tomodensitomètre (Figure 3.20). Les matrices de transformation entre le repère du tomodensitomètre et chacun des corps rigides virtuels, sont alors déduites. De même pour les matrices de transformation entre le repère du tomodensitomètre et chacun des repères anatomiques. Ces matrices restent fixes au cours du temps.

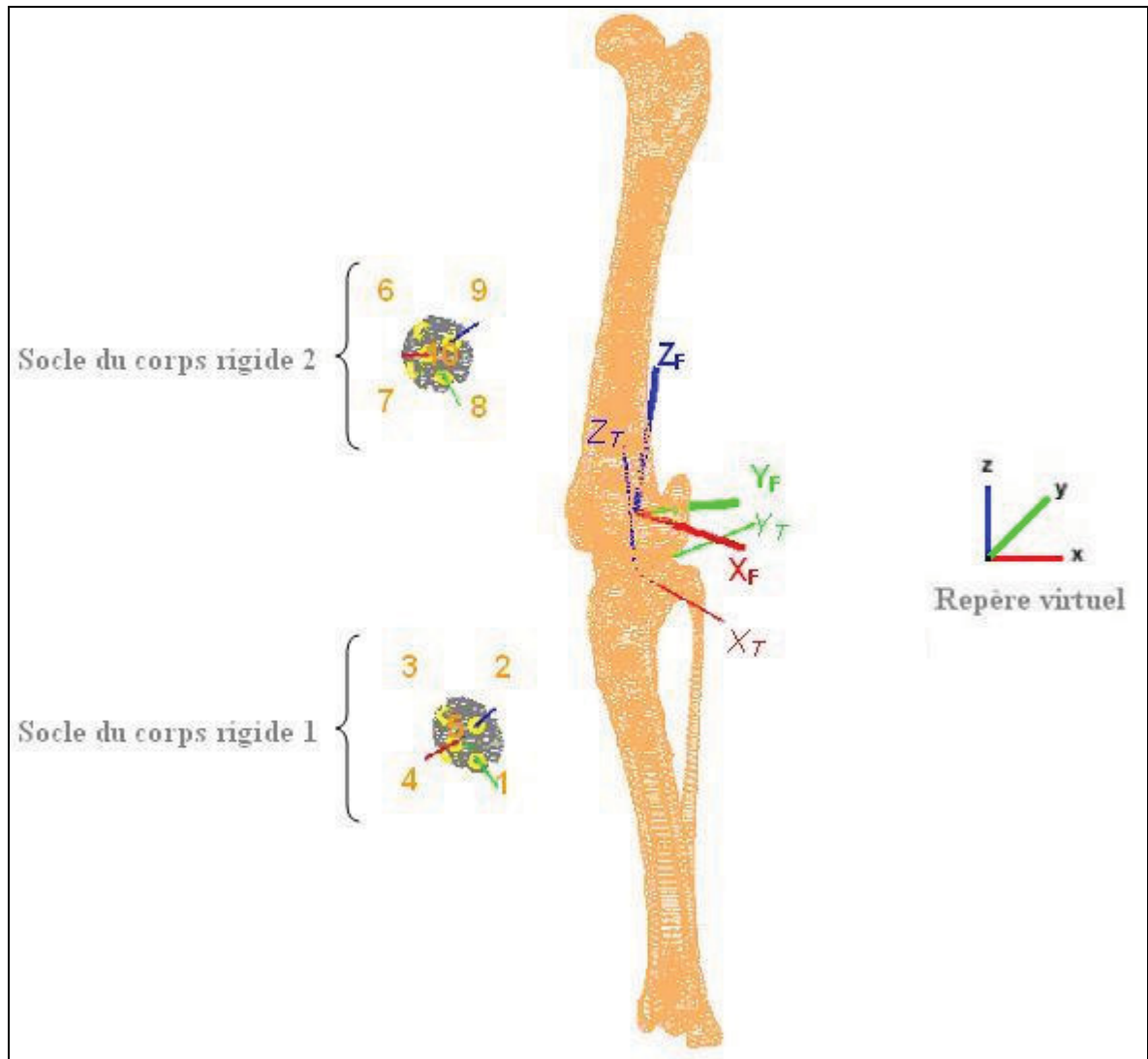


Figure 3.20 Modélisation des marqueurs et des systèmes d'axes anatomiques du fémur et du tibia dans le modèle virtuel.

3.3.1.3 Correspondance du modèle réel et du modèle virtuel

Le modèle virtuel, où sont définis les systèmes d'axes anatomiques, est associé au mouvement réel de ces systèmes d'axes, grâce à l'enregistrement du mouvement des marqueurs, objets communs aux deux modèles. La cinématique d'un os est calculée sous forme de matrices de transformation (Figure 3.21).

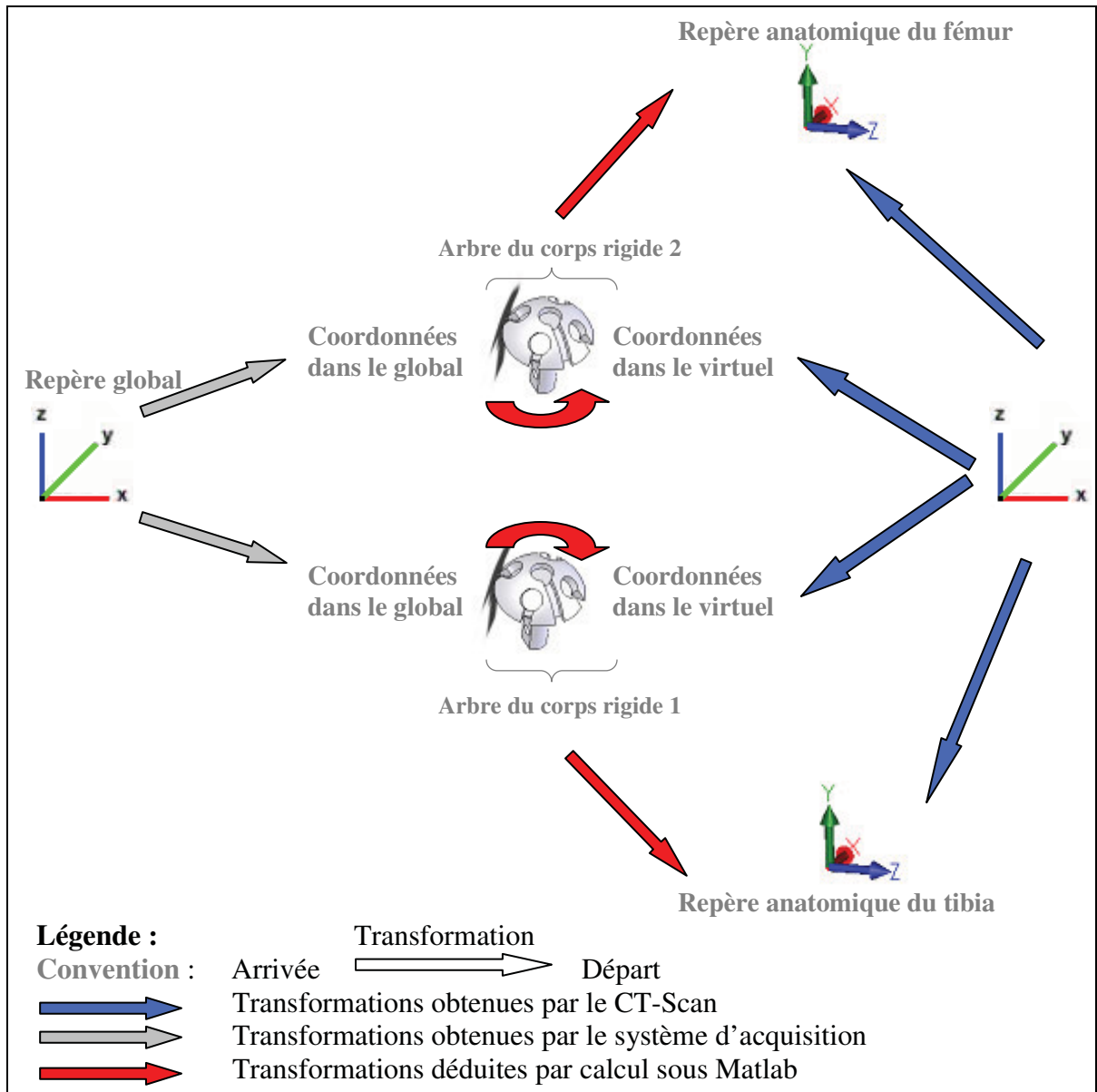


Figure 3.21 Transformations matricielles entre les différents repères pour évaluer le mouvement relatif du tibia par rapport au fémur dans le repère global.

Dans cette étude, les courbes cinématiques sont générées en utilisant les angles d'Euler selon la méthode de Grood et Suntay (Grood and Suntay 1983). Cette méthode a été décrite dans l'étude de Korvick (Korvick, Pijanowski et al. 1994). Les calculs ont été effectués sous Matlab dans un programme développé à cet effet.

Brièvement, ce programme calcule les matrices de transformation d'un repère à un autre, jusqu'à déduire la matrice de passage entre le tibia et le fémur, permettant d'exprimer les mouvements relatifs du tibia par rapport au fémur.

Le mouvement du genou est représenté en termes de trois rotations et de trois translations du tibia autour d'axes mobiles du système de coordonnées du fémur. L'ordre de rotation utilisé est X_F , Y_F' , Z_F'' (coïncide avec Z_T) (Figure 3.22). La flexion est obtenue par rapport à l'axe X du fémur, l'abduction par rapport à l'axe Y flottant, et la rotation tibiale par rapport à l'axe Z du tibia (Figure 3.22).

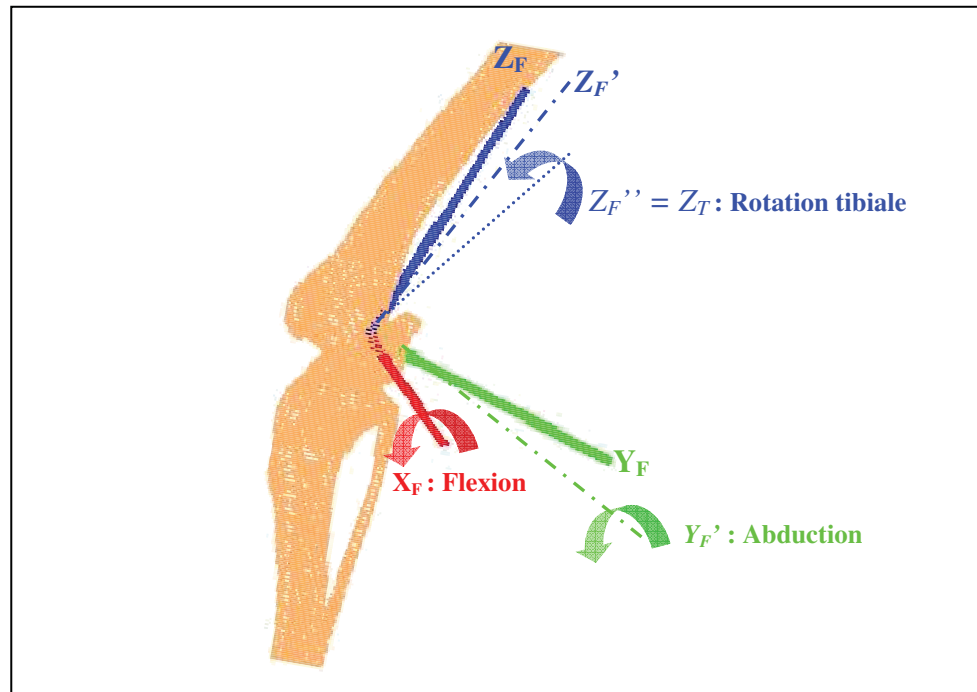


Figure 3.22 Rotations d'axes mobiles du fémur dans l'ordre X_F , Y_F' , Z_F'' .

La translation médio-latérale du tibia par rapport au fémur est calculée selon la projection de l'axe joignant les origines des deux repères anatomiques ($O_F O_T$) sur l'axe des X du fémur. Étant donné que l'axe des X_F est en direction latérale, si ce produit scalaire est positif, il s'agit d'une translation latérale du tibia par rapport au fémur (Figure 3.23).

La translation crânio-caudale est calculée selon la projection de l'axe joignant les origines des deux repères anatomiques sur l'axe flottant Y_F' , lequel est calculé à partir du produit vectoriel de l'axe Z_T et de l'axe X_F . Étant donné que l'axe X_F est en direction latérale et que l'axe Z_T pointe vers le haut, si la valeur du produit scalaire est négative, le tibia se déplace crânialement par rapport au fémur (Figure 3.23).

La translation proximo-distale est calculée selon la projection de l'axe joignant les origines des deux repères anatomiques sur l'axe des Z du tibia. C'est l'évolution de cette valeur qui déterminera s'il s'agit d'une compression ou d'une distension du tibia par rapport au fémur (Figure 3.23).

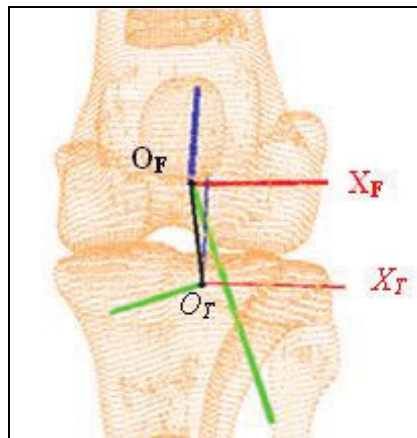


Figure 3.23 Translations définies selon les origines des repères anatomiques dans le repère global : vue crâniale.

Comme il a été mentionné plus haut, certaines erreurs associées à la définition des systèmes d'axes et au placement de la patte dans le tomodynamomètre peuvent influencer les valeurs de la cinématique, particulièrement, si les axes des X anatomiques du fémur et du tibia ne sont pas parallèles. Afin de corriger ce type de biais et puisque le mouvement s'exprime, en bout du compte, dans le repère global, le système d'axes anatomique du tibia a été redéfini par rapport à celui du fémur, dans le repère global et à la première itération, c.à.d. dès l'instant initial au début de la phase d'appui. Grâce à ce calcul, aucune rotation interne/externe tibiale ni abduction/adduction n'est induite par la définition des systèmes d'axes.

Afin d'unifier la description du mouvement entre les spécimens, les origines des repères tibial et fémoral ont été relocalisées de sorte à les faire coïncider. Ceci a une influence particulièrement sur les translations. Les systèmes d'axes tels que définis sur VodK ne permettent pas de placer les origines aux mêmes emplacements anatomiques ni de les aligner. Il s'en suit que les valeurs des translations inter-spécimens peuvent varier pour des raisons de définition des repères anatomiques. De plus, c'est l'amplitude du déplacement relatif des deux systèmes d'axes au début de la mise en charge qui importe.

Finalement, c'est dans le programme Matlab que la cinématique d'une patte droite et d'une patte gauche sont différenciées, en se basant sur la symétrie des membres. Effet, quand il s'agit d'une patte droite, il suffit d'inverser le signe de la translation médio-latérale, des valeurs d'adduction/abduction et de la rotation interne/externe.

3.3.1.4 Traitement des données cinématiques

Avant l'analyse cinématique, les courbes de flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe et les translations proximo-distale, médio-latérale et crânio-caudale ont été filtrées par un filtre à recalage linéaire robuste (Cleveland 1979).

3.3.2 Acquisition et traitement des données cinétiques

3.3.2.1 Acquisition des forces verticales de réaction au sol

Les forces verticales de réaction au sol (FVRS) sont mesurées par une cellule de forces (MTS, Mini-Bionix, Minneapolis MN) placée sous le plateau inférieur (Figure 3.24). Avant de placer la patte sur le montage, la valeur de la FVRS est initialisée à 0N afin d'annuler le poids du plateau inférieur et des pièces qu'il supporte. La FVRS représente donc le poids de la patte et de la charge qui est appliqué par des haltères, le plateau supérieur et les pièces qu'il supporte, soit un total de 14 kg.

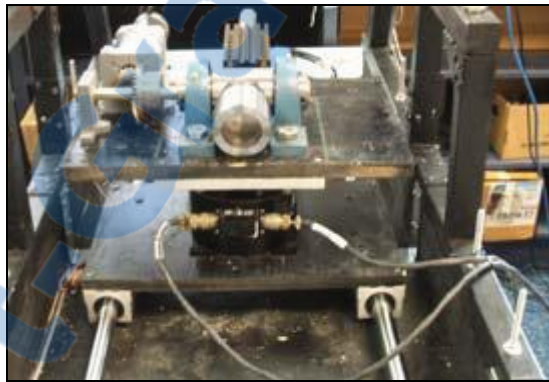


Figure 3.24 Cellule de forces pour la mesure des forces verticales de réaction au sol.

3.3.2.2 Traitement des données cinétiques

Avant l'analyse cinétique, les courbes des FVRS ont été filtrées en utilisant un filtre passe-bas dont la fréquence de coupure est de 3Hz. Ce filtre permet d'éliminer les composantes hautes fréquences qui ont été déterminées après l'analyse du signal bruité. Le signal des FVRS étant de basse fréquence, le spectre du bruit a été identifié au delà de la fréquence de coupure de 3Hz.

3.3.3 Synchronisation des systèmes de mesure

Afin de s'assurer de la concordance des courbes de cinématique et des courbes de forces verticales de réaction au sol, il est important de synchroniser les deux systèmes de mesure et de les régler à la même fréquence d'acquisition, soit à 256 Hz. Cette fréquence d'acquisition est la fréquence minimale nécessaire pour séparer le spectre du bruit induit par la cellule de forces du spectre du signal. Ainsi, l'enregistrement de ces deux données se déclenche au même moment et le caractère tridimensionnel du mouvement du membre peut être corrélé avec les mesures des FVRS sur la même échelle temporelle.

3.4 Expérimentations

3.4.1 Validation du montage

Pour chaque membre, les expériences se sont déroulées selon le protocole suivant :

- La patte est d'abord pré-conditionnée pendant dix cycles successifs pour entraîner une certaine souplesse des ligaments et une flexibilité des tissus mous.
- Elle est ensuite soumise à trois essais simulant une démarche saine lors de la phase d'appui.
- Sans déplacer la patte du montage, une arthrotomie latérale (2 cm) a été effectuée pour sectionner le LCCr avec un scalpel. Avant de réparer l'incision par des points de suture, le test du tiroir est réalisé pour confirmer la rupture complète du LCCr (Figure 3.25).
- La patte, ainsi lésée, est soumise à trois essais simulant une démarche pathologique lors de la phase d'appui.

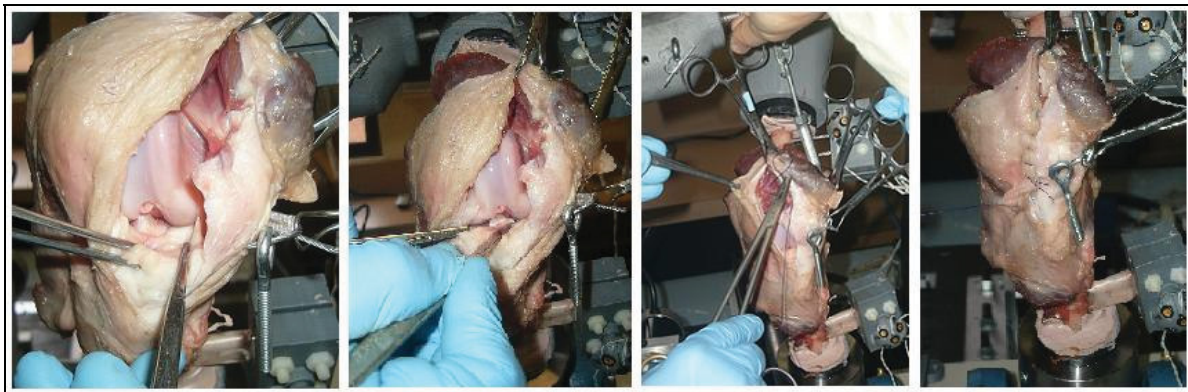


Figure 3.25 Arthrotomie de la patte, Section du LCCr et réparation de l'incision.

3.4.2 Analyse des données

La variabilité intra-spécimens de l'état « SAIN » a été calculée en termes d'écart-type à la moyenne des trois essais simulant une démarche saine selon la déviation standard. Cet écart-type est mesuré pour tous les points enregistrés lors de la phase d'appui selon la fréquence d'acquisition et il est moyenné (en ° pour les rotations, en mm pour les translations et en N pour les FVRS). Cette donnée est une indication sur la reproductibilité des mesures de la cinématique et de la cinétique.

La variabilité inter-spécimens de l'état « SAIN » est évaluée selon le même type de calcul, à savoir en termes d'écart à la moyenne des dix-huit essais sur les six pattes, soit trois essais par patte. Cet écart-type est mesuré pour tous les points enregistrés lors de la phase d'appui selon la fréquence d'acquisition et il est moyenné (en ° pour les rotations, en mm pour les translations et en N pour les FVRS). Cette donnée est utile pour vérifier la fiabilité du montage.

Pour évaluer l'effet d'une RLCCr sur la cinématique du genou, il est important de considérer l'amplitude de cet effet. Ce qui revient à évaluer, par une soustraction, la différence entre les mouvements 3D sains et les mouvements 3D lésés.



La validation du montage à l'état « SAIN » et « LÉSÉ » est basée sur la comparaison des mesures des mouvements tridimensionnels et des FVRS avec la littérature. Puisque la flexion/extension du genou est à l'entrée du système, ce mouvement ne sera pas comparé à la littérature. Par contre, étant donné que ce mouvement n'est pas directement contrôlé, l'angle enregistré de flexion/extension du genou sera comparé à l'angle théorique reproduit par l'intermédiaire de la flexion et de la translation caudale de la cheville. Les données à la sortie du système sont l'abduction/adduction, la rotation interne/externe, les translations médio-latérale, proximo-distale et crânio-caudale, ainsi que les forces verticales de réaction au sol.

À notre connaissance, seuls Korvick et al. (1994) ont mesuré la cinématique 3D d'une démarche saine et lésée *in vivo*. Les courbes obtenues de la cinématique 3D saine et lésée ont été analysées qualitativement en termes d'amplitude et de valeur absolue. Les résultats sont comparés à ceux rapportés dans l'article de Korvick. Les courbes des forces verticales de réaction au sol sont comparées aux résultats des études *in vivo* de Budsberg et al., de Rumph et al. et de Voss et al. (Budsberg, Verstraete et al. 1987; Rumph, Lander et al. 1994; Voss, Imhof et al. 2007).

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 Validation du modèle « SAIN »

4.1.1 Répétabilité des mesures

4.1.1.1 Variabilité intra-spécimens

La variabilité intra-spécimens à l'état « SAIN » a été évaluée à partir de trois essais enregistrés pour chaque patte, simulant une démarche saine, et ce sans déplacer la patte du montage. Le tableau (Tableau 4.1) expose les écart-types à la moyenne de ces trois essais pour chaque membre, ainsi que la moyenne (moy.) de ces écart-types, et ce pour les mouvements de flexion/extension (flex./ext.), abduction/adduction (abd./add.), rotation interne/externe (rot.), pour les translations (tr.) crânio-caudale, médio-latérale et proximo-distale et finalement pour les forces verticales de réactions au sol.

Les six spécimens testés ont été numérotés de 1 à 3, en différenciant les membres de chaque spécimen par D pour droit et G pour gauche.

Tableau 4.1 Écart-types à la moyenne des 3 essais par patte et la moyenne de ces écart-types pour les 3 rotations, les 3 translations et les FVRS

	Flex./ Ext. ± (°)	Abd./ Add. ± (°)	Rot. interne /externe ± (°)	Tr. crânio /caudale ± (mm)	Tr. medio /latérale ± (mm)	Tr. proximo /distale ± (mm)	FVRS ± (N)
1G	0.5	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.3
1D	0.4	0.1	0.2	1.6	0.8	0.1	0.8
2G	1.7	0.3	1.4	1.0	0.4	0.3	0.2
2D	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.3	0.3
3G	1.1	0.1	0.7	0.5	0.3	0.2	0.7
3D	0.7	0.2	0.6	1.0	0.1	0.1	0.3
Moy.	0.8	0.1	0.5	0.7	0.3	0.2	0.5

Les données enregistrées pendant les simulations démontrent, qu'en moyenne, la variabilité intra-spécimens est inférieure à 0.8° pour les trois rotations et à 0.7mm pour les trois translations du genou.

4.1.1.2 Variabilité inter-spécimens

La variabilité inter-spécimens à l'état « SAIN » a été évaluée à partir des trois essais effectués sur les 6 membres. Le tableau suivant (Tableau 4.2) expose les écarts-type à la moyenne des dix-huit essais, et ce pour les mouvements de flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe, pour les translations crânio-caudale, médio-latérale et proximo-distale et finalement pour les forces verticales de réactions au sol.

Tableau 4.2 Écart-types à la moyenne des essais sur tous les membres, pour les trois rotations, les trois translations et les forces verticales de réaction au sol

	Flex./ Ext. ± (°)	Abd./ Add. ± (°)	Rot. interne /externe ± (°)	Tr. crânio /caudale ± (mm)	Tr. medio /latérale ± (mm)	Tr. proximo /distale ± (mm)	FVRS ± (N)
Les 6 spécimens	5.8	2.6	2.0	1.3	1.0	0.6	2

Les données enregistrées pendant les simulations démontrent, qu'en moyenne, la variabilité inter-spécimens est inférieure à 5.8° pour les trois rotations et à 1.3mm pour les trois translations du genou.

4.1.2 Adéquation avec la littérature

4.1.2.1 Flexion / Extension

Étant donné que le mouvement de flexion/extension du genou n'a pas été directement contrôlé, la courbe de flexion/extension enregistrée du genou à l'état « SAIN » est comparée au mouvement de flexion/extension théorique, selon les valeurs présentes dans les études de la cinématique bidimensionnelle du genou (DeCamp, Soutas-Little et al. 1993; Allen, DeCamp et al. 1994; DeCamp, Riggs et al. 1996; Schaefer, DeCamp et al. 1998) (Figure 3.4). La Figure 4.1 présente les courbes de flexion/extension enregistrées pour chaque membre, la moyenne de ces courbes ainsi que la courbe théorique telle que programmée et contrôlée selon la flexion et la translation caudale de la cheville. Le premier point sur l'échelle temporelle correspond à l'instant $t=0$ au début de la phase d'appui.

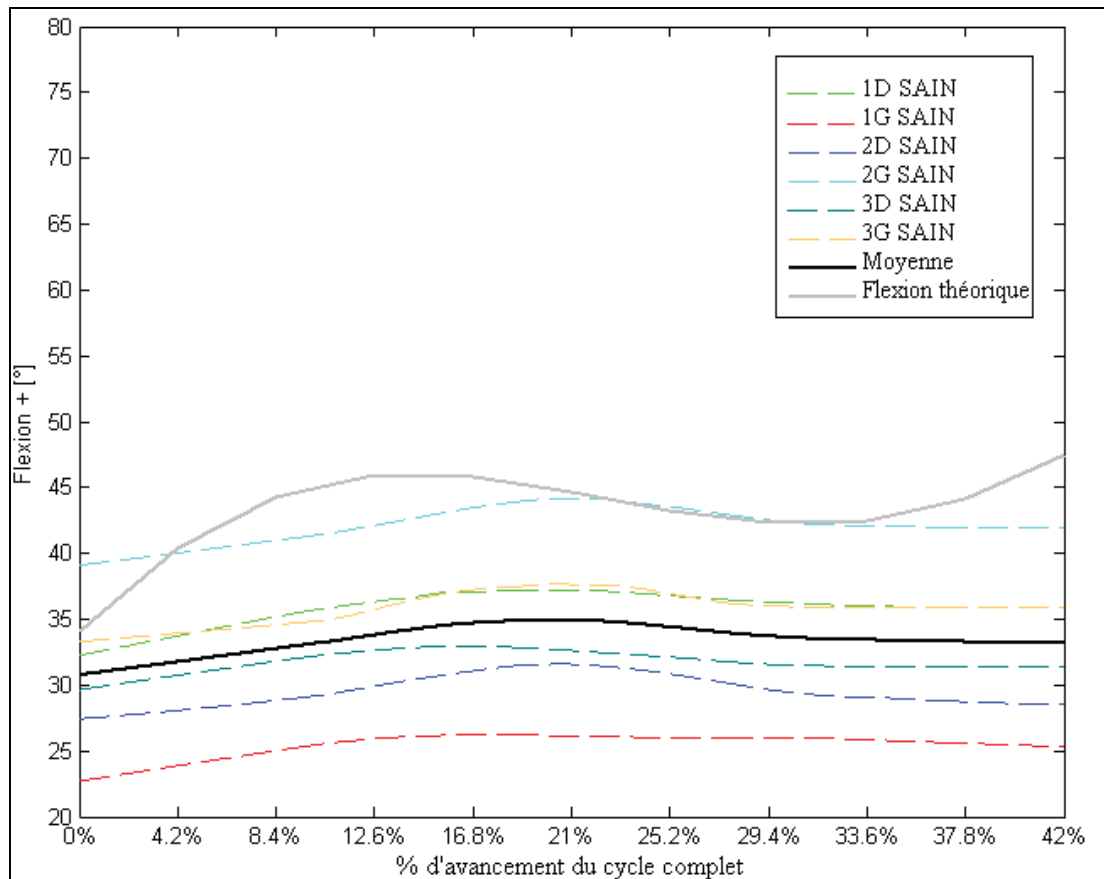


Figure 4.1 Évolution des angles de flexion/extension moyens, lissés, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».

Selon les valeurs de la littérature, la patte fléchit de 20° dans l'étude de Korvick et al. (1994) et de 10° dans les études de DeCamp et al. (DeCamp, Soutas-Little et al. 1993; Allen, DeCamp et al. 1994; DeCamp, Riggs et al. 1996; Schaefer, DeCamp et al. 1998), alors que la flexion enregistrée dans notre étude augmente en moyenne de 5° . La flexion simulée est une moyenne des valeurs de flexion relevées dans la littérature. La forme de la courbe de flexion enregistrée se rapproche de celle la courbe théorique.

4.1.2.2 Autres mouvements

Les figures suivantes (Figure 4.2 : abduction/adduction, Figure 4.2 : rotation interne/externe, Figure 4.4 : translation crânio-caudale, Figure 4.5 : translation médio-latérale, Figure 4.6 : translation proximo-distale) montrent les courbes cinématiques intactes de tous les membres, tracées sur la même échelle temporelle au cours de la totalité de la phase d'appui. Le premier point des courbes correspond à l'instant $t = 0$, au tout début de la phase d'appui. Pour chaque mouvement, la moyenne des courbes a été tracée sur le même graphique et les courbes de cinématique rapportées par Korvick et al. (1994) ont été juxtaposées aux valeurs enregistrées pour une meilleure comparaison qualitative. Les moyennes rapportées par Korvick et al. (1994) et les moyennes des courbes enregistrées ont aussi été comparées.

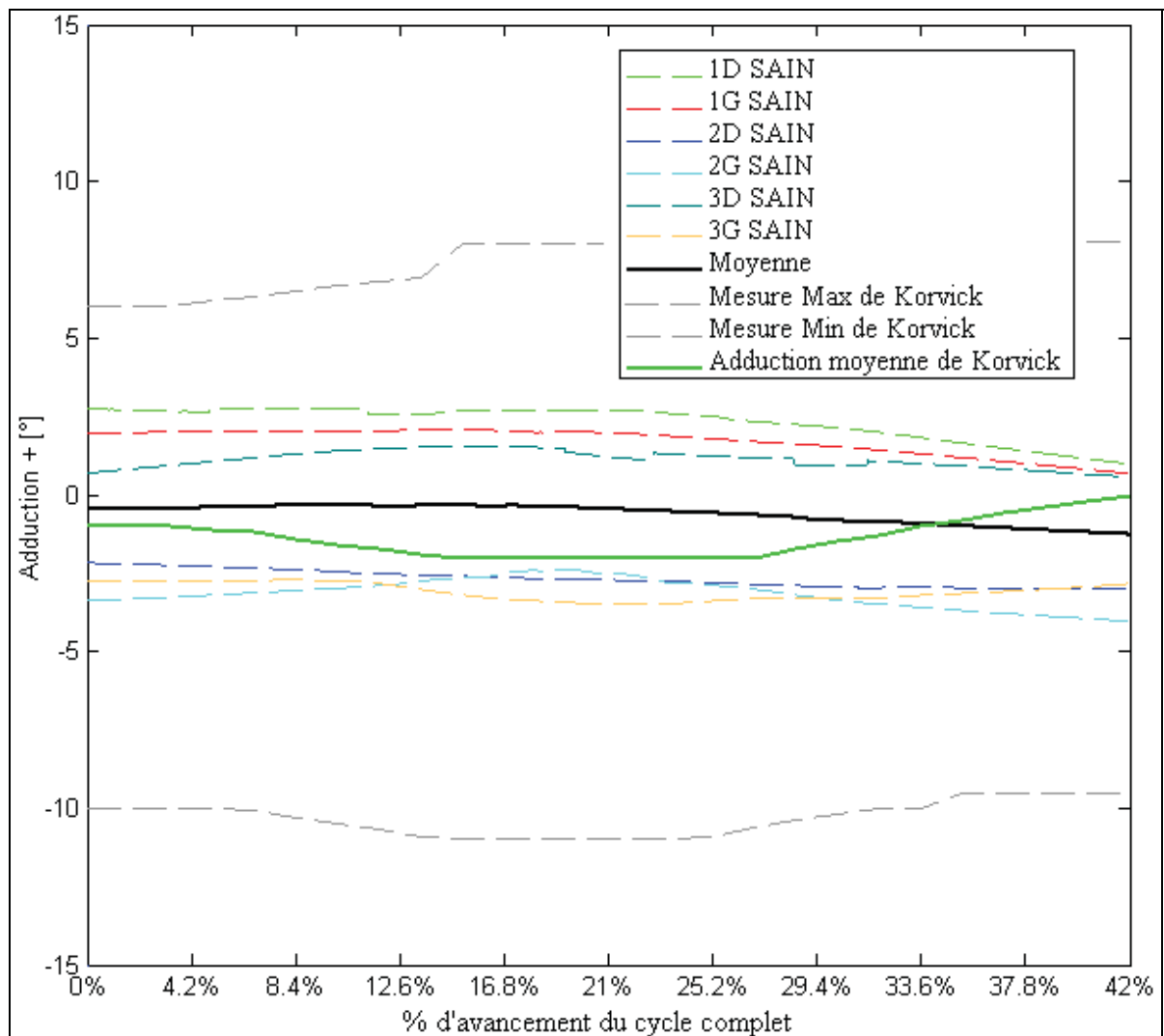


Figure 4.2 Évolution des angles d'abduction/adduction moyens, lissés, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».

L'abduction/adduction tibiale reste constante le long de la phase d'appui dans le cas de tous les spécimens de cette étude. Cette remarque correspond à celle de Korvick. L'amplitude d'abduction/adduction absolue varie de 3° en abduction et de 3° en adduction. Alors que dans l'étude de Korvick, la variation inter-spécimens est plus importante, soit de 10° en abduction et de 5° en adduction.

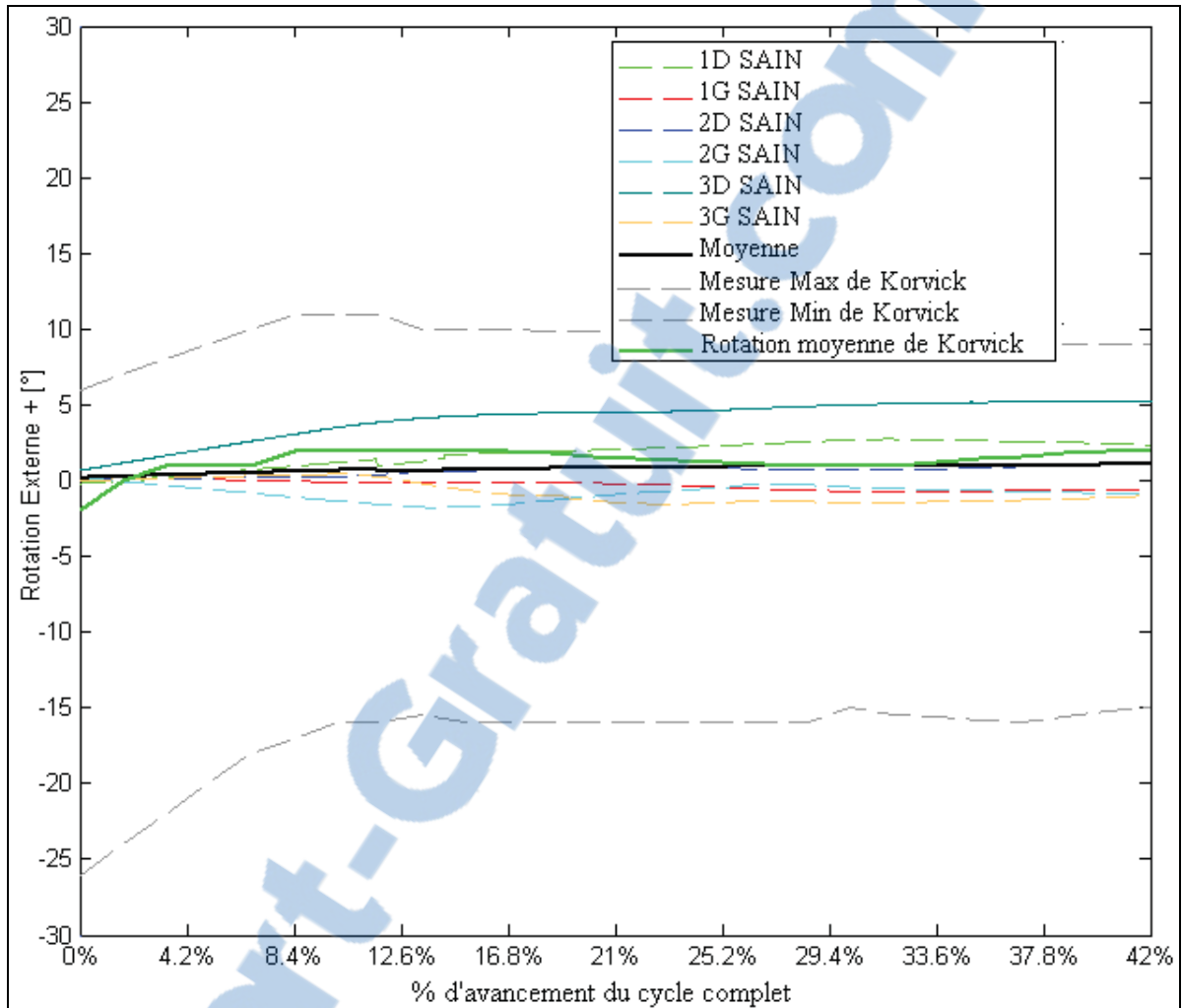


Figure 4.3 Évolution des angles de rotation interne/externe moyens, lissés, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».

La rotation interne/externe tibiale reste aussi constante le long de la phase d'appui dans le cas de tous les spécimens de cette étude. Cette remarque correspond aussi à celle de Korvick. L'amplitude de la rotation interne/externe absolue varie de 2° en rotation interne et de 4° en rotation externe. Alors que dans l'étude de Korvick, la variation inter-spécimens est encore plus importante, soit de 28° en rotation interne et de 12° en rotation externe.

Selon Korvick, les translations sont quasi-absentes au cours de la phase d'appui. C'est ce que reflète le calcul de la moyenne inter-spécimens dans le cas des trois translations enregistrées dans cette étude.

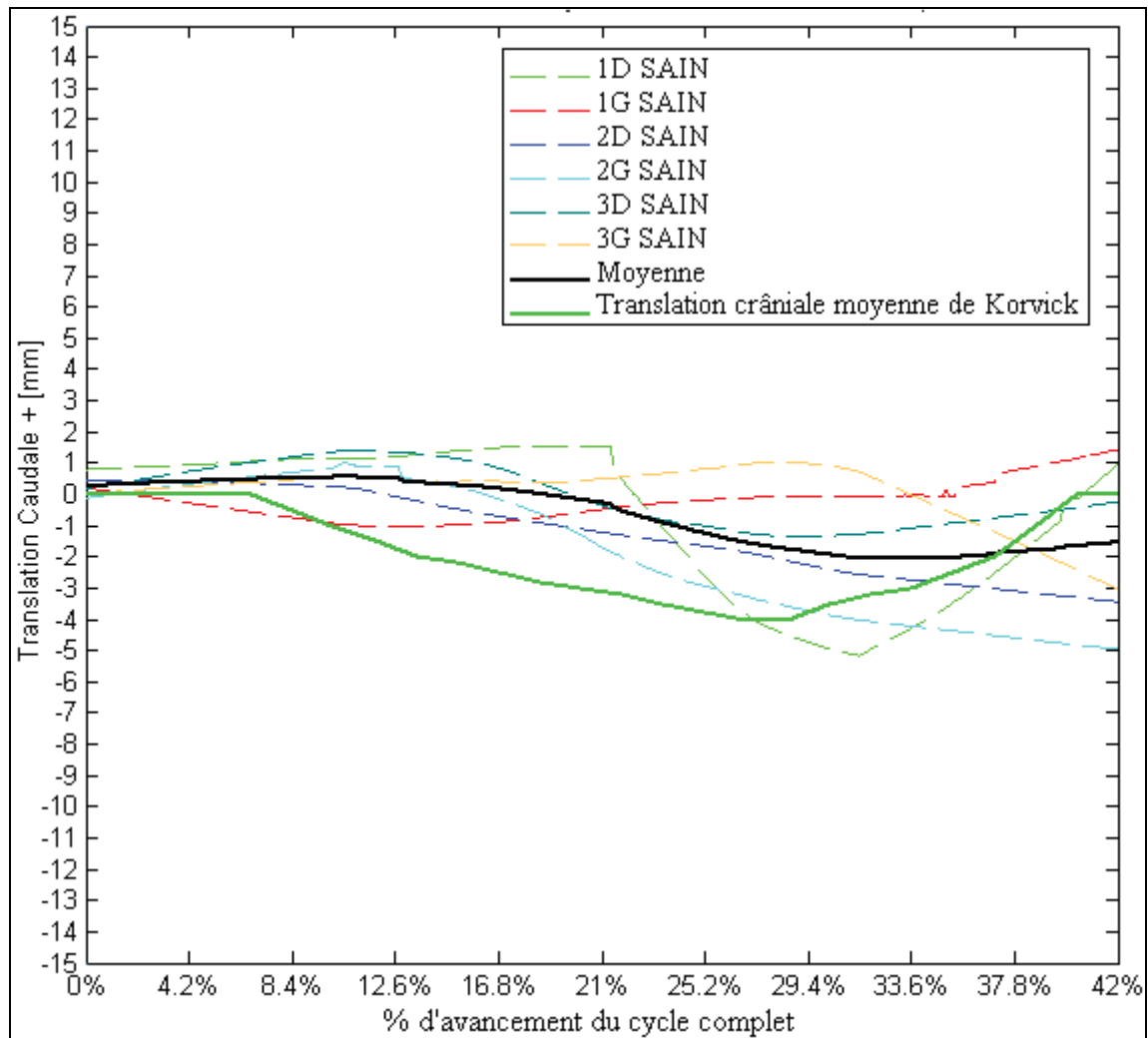


Figure 4.4 Évolution des translations crâno-caudales moyennes, lissées, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».

La translation crâniale moyenne enregistrée est de 2mm, se rapprochant de celle de Korvick. Les valeurs de la translation crâniale inter-spécimens varient de 0 à 4mm. Une variabilité inter-spécimens moins importante a été relevée dans les essais de Korvick.

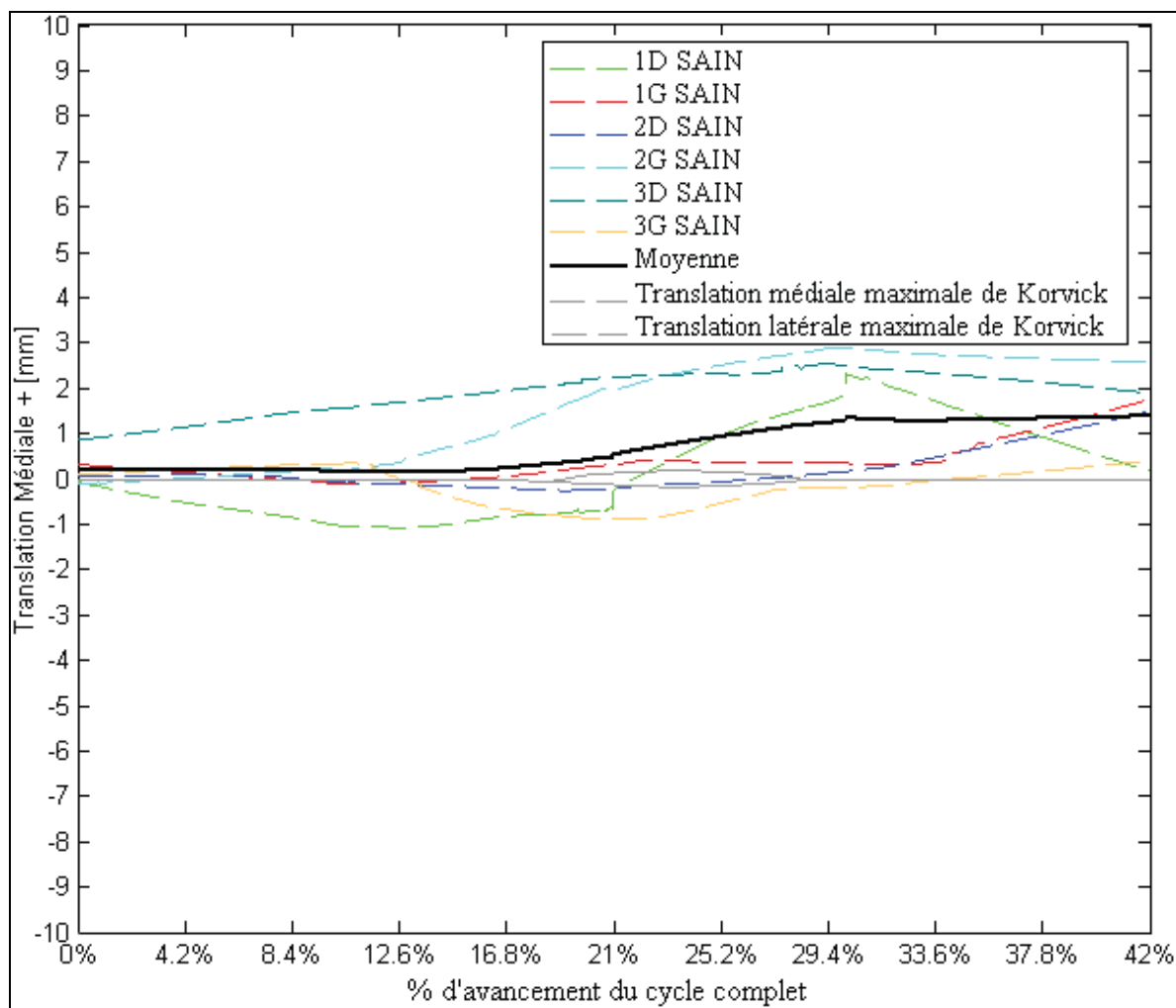


Figure 4.5 Évolution des translations médio-latérales moyennes, lissées, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».

La translation médiale enregistrée varie aux alentours de 0mm puis atteint 1.5mm. Alors que dans le cas des cinq spécimens de l'expérience de Korvick, la translation médio-latérale est nulle.

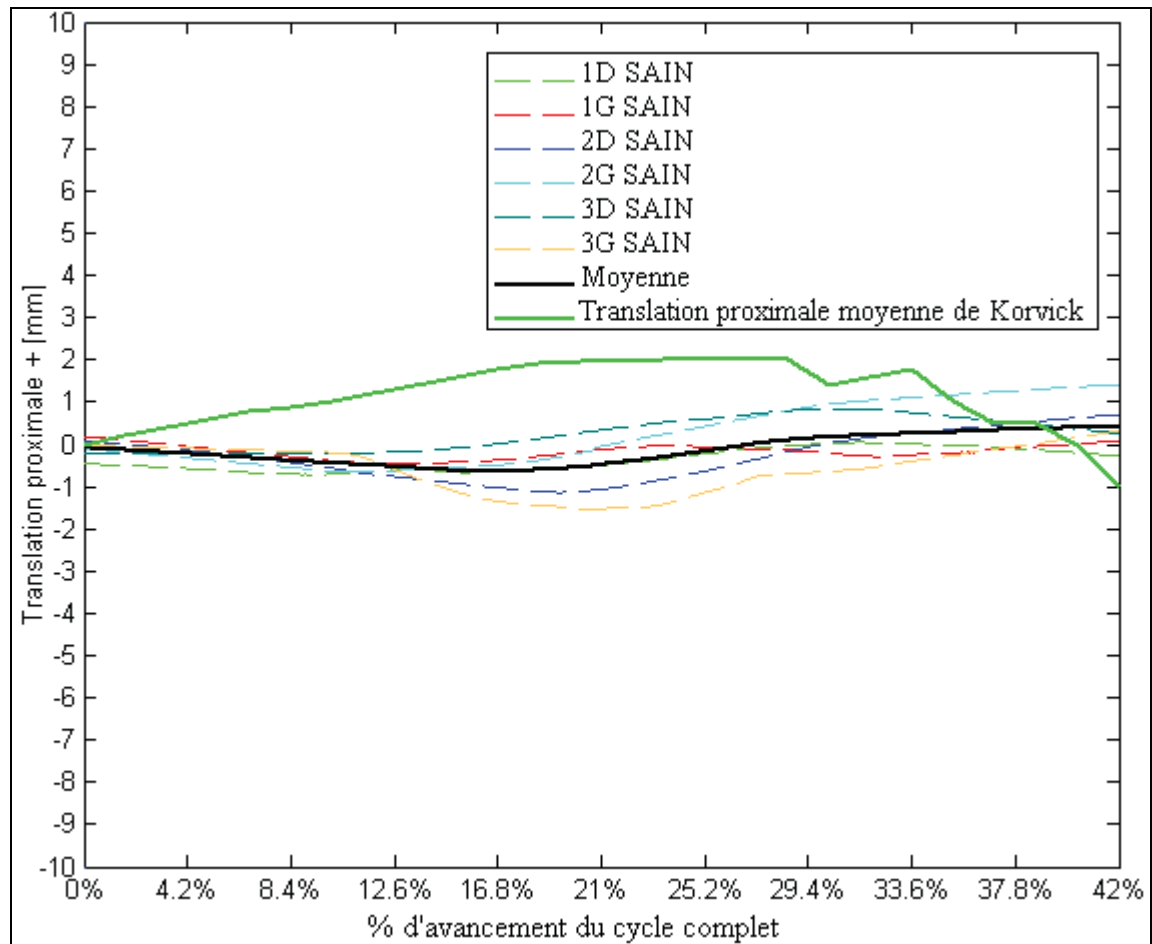


Figure 4.6 Évolution des translations proximo-distales moyennes, lissées, des 6 spécimens, à l'état « SAIN ».

La moyenne des translations proximo-distales enregistrées demeurent constante aux alentours de 0mm. La translation proximale maximale enregistrée est de 2mm et la translation distale maximale enregistrée est de 1mm. Alors que les résultats de Korvick démontrent une translation proximo-distale moyenne de 2mm. Les valeurs rapportées par Korvick varient seulement en proximal, de 0 à 4mm.

4.1.2.3 Forces verticales de réaction au sol

La courbe moyenne des FVRS présente deux pics (Figure 4.7). Le premier se situe à 4.2% de la phase d'appui, le second vers la moitié de la phase d'appui. Les courbes des FVRS interspécimens varient peu. L'amplitude de cette variation est de 2N. La valeur du pic de la moyenne des FVRS enregistrées est de $138\text{N} \pm 2\text{N}$, soit de 46% du poids du chien. Cette valeur est similaire à celle rapportée par Voss et al. (2007)

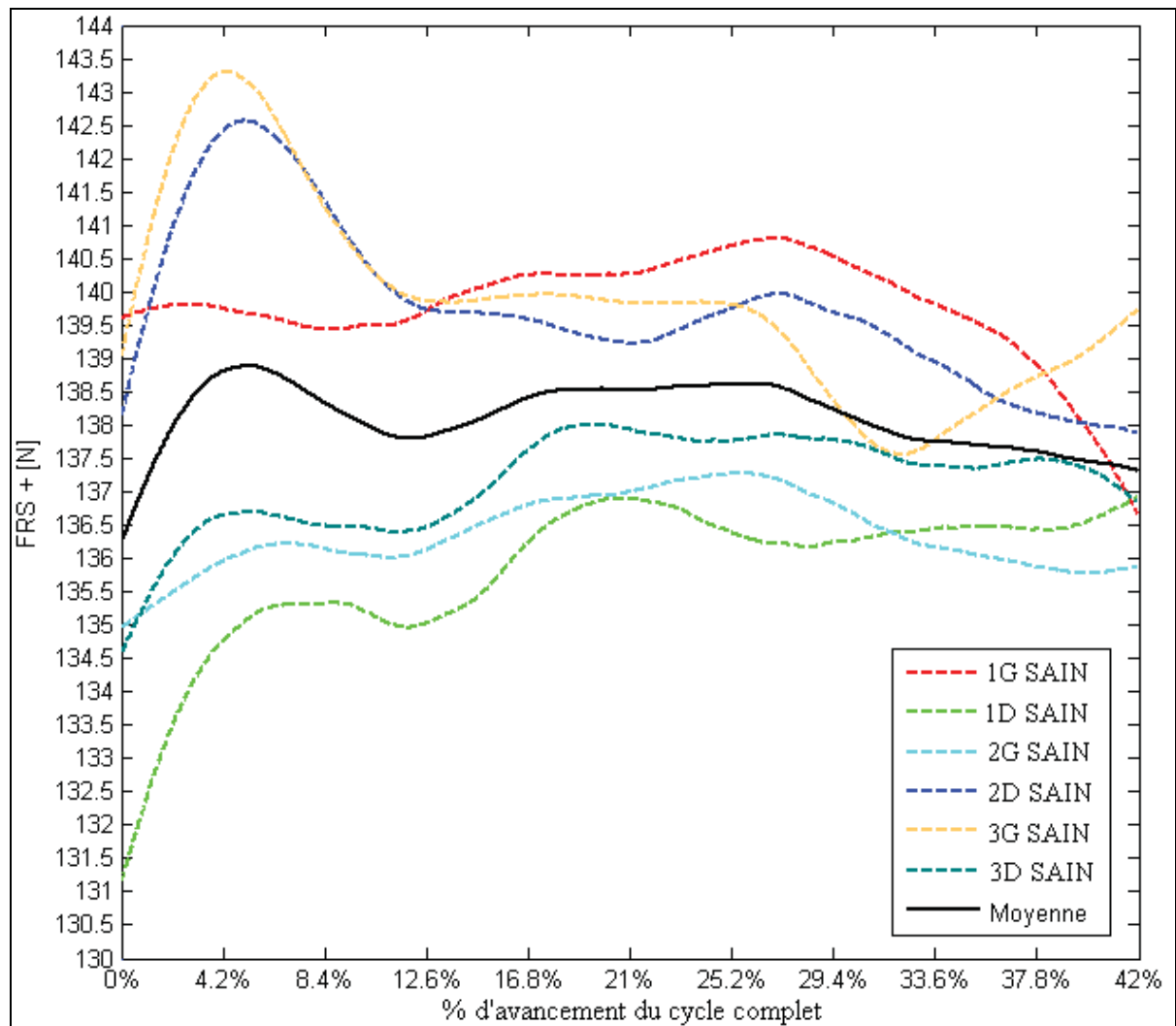


Figure 4.7 Évolution des forces verticales de réaction au sol des 6 spécimens à l'état « SAIN ».

4.2 Validation du modèle avec une RLCCr

Pour évaluer l'effet de la RLCCr sur la cinématique du genou, il est important de considérer l'amplitude de cet effet. En d'autres termes, il faut évaluer les changements dans la cinématique 3D après la RLCCr par rapport à la cinématique saine. Chaque patte est donc considérée comme son propre contrôle. Ainsi, évaluer l'amplitude de la variation dans la cinématique revient à soustraire, pour chaque membre, sa cinématique lésée à sa cinématique saine, et ce pour chaque mouvement.

Les tableaux suivants (Tableau 4.3 : flexion/extension, Tableau 4.4 : abduction/adduction,, Tableau 4.5 : rotation interne/externe, Tableau 4.6 : translation crânio-caudale, Tableau 4.7 : translation médio-latérale, Tableau 4.8 : translation proximo-distale) démontrent l'évolution de l'amplitude de la différence entre les mouvements sains et lésés, au cours de la phase d'appui. Cette différence est exprimée en degrés pour les rotations et en mm pour les translations.

Selon Korvick, la RLCCr a entraîné une augmentation de 5 à 14° de flexion pendant la phase d'appui au sol. Ce même phénomène a aussi été relevé dans la plupart des cas de notre étude. En moyenne, la flexion a augmenté de 4°. C'est le spécimen 2G qui détient la plus importante augmentation de flexion, soit de 10°. Seul le spécimen 1G a vu sa flexion diminuer plutôt qu'augmenter, alors que dans le cas du spécimen 3D, l'amplitude de flexion est restée relativement constante entre l'état « sain » et l'état « lésé » (Tableau 4.3).

Tableau 4.3 Évolution de la flexion/extension moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr

Effet RLCC Korvick vs NOUS	7 G	7 D	23 G	23 D	24 G	24 D	Moyenne
 flexion 5-14°	 2°	 4°	 10°	 4°	 5°	 0°	 4°

Selon Korvick, la RLCCr a entraîné une augmentation de 5° de l'abduction pendant la phase d'appui au sol. Ce même phénomène a aussi été relevé dans la plupart des cas de notre étude. En moyenne, l'abduction a augmenté de 2°. C'est le spécimen 2D qui détient la plus importante augmentation d'abduction, soit de 4°. Dans le cas du spécimen 3G, la RLCCr a entraîné une adduction tibiale de près de 1° par rapport à l'état « sain » (Tableau 4.4).

Tableau 4.4 Évolution de l'adduction/abduction moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr

Effet RLCC Korvick vs NOUS	1G	1D	2G	2D	3G	3D	Moyenne
 abduction 5 °	 0.5 °	 2 °	 1.5°	 4 °	 1°	 2.5 °	 2 °

Selon Korvick, la RLCCr a entraîné une augmentation de la rotation interne tibiale de 5° pendant la phase d'appui au sol, particulièrement au milieu de cette période. Ce même phénomène a aussi été relevé dans le cas de tous les spécimens de notre étude. En moyenne, la rotation interne a augmenté de 2°. Les spécimens 3D et 2G se rapprochent plus de la valeur rapportée par Korvick, puisque la rotation interne relevée dans ces deux cas a atteint 4 à 5° (Tableau 4.5).

Tableau 4.5 Évolution de la rotation interne/externe moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr

Effet RLCC Korvick vs NOUS	1G	1D	2G	2D	3G	3D	Moyenne
 rotation interne 5 °	 1 °	 2 °	 4 °	 3 °	 3 °	 5 °	 2 °

Les changements dans la translation crâniale suite à une RLCCr sont notables dans le cas de tous les chiens, particulièrement à la fin de la phase aérienne et au début de la phase d'appui. Cette remarque apportée par Korvick s'applique aussi bien dans le cas de tous les spécimens de notre étude. Bien que notre montage ne simule que la phase d'appui au sol, une augmentation de la translation crâniale a été relevée au premier tiers de la phase d'appui au sol. Cette augmentation demeure tout le long de la phase d'appui. Korvick rapporte une augmentation de la translation crâniale de 10mm. Dans notre cas, en moyenne, la translation crâniale a augmenté de 4mm, bien que le spécimen 2G a atteint le double de cette valeur, se rapprochant plus des valeurs *in vivo* rapportées par Korvick (Tableau 4.6).

Tableau 4.6 Évolution de la translation crânio-caudale moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr

Effet RLCC Korvick vs NOUS	1G	1D	2G	2D	3G	3D	Moyenne
↗ translation crâniale 10 mm	↗ 1 mm	↗ 5 mm	↗ 8 mm	↗ 3 mm	↗ 5 mm	↗ 1 mm	↗ 4 mm

Dans cette étude comme dans celle de Korvick, le tibia s'est déplacé médialement suite à la RLCCr, phénomène relevé dans le cas de tous les spécimens. Dans l'étude de Korvick, une augmentation moyenne de 5mm de la translation médiale a été rapportée. Alors que cette valeur est de 1.5mm dans notre étude. Les spécimens 2D et 2G ont enregistré une augmentation de la translation tibiale de près de 4mm, se rapprochant ainsi des valeurs de Korvick. La translation médio-latérale dans le cas des spécimens 1G et 3D reste invariable à la suite de la RLCCr (Tableau 4.7).

Tableau 4.7 Évolution de la translation médio-latérale moyenne simulée et dans la littérature suite à une RLCCr

Effet RLCC Korvick vs NOUS	1G	1D	2G	2D	3G	3D	Moyenne
↗ translation médiale 5 mm	↗ 0 mm	↗ 2 mm	↗ 4 mm	↗ 4 mm	↗ 2 mm	↗ 0 mm	↗ 1.5 mm

Dans le cas des cinq chiens de l'étude de Korvick, une compression tibiale a été relevée. En moyenne, le tibia s'est déplacé de 5mm proximale par rapport au fémur. Ce même phénomène a aussi été relevé sur tous les membres de notre étude, avec une translation proximale moyenne de 2mm. Le spécimen 3G a enregistré une valeur plus proche de celle de Korvick, alors que dans le cas du spécimen 3D, aucune translation proximo-distale n'a été enregistrée (Tableau 4.8).

Tableau 4.8 Évolution de la translation proximo-distale moyenne simulée et celle rapportée dans la littérature suite à une RLCCr

Effet RLCC Korvick vs NOUS	1G	1D	2G	2D	3G	3D	Moyenne
↗ translation proximale 5 mm	↗ 2 mm	↗ 2 mm	↗ 4 mm	↗ 2 mm	↗ 5 mm	↗ 0 mm	↗ 2 mm

Les 6 pattes ont un comportement acceptable, comparable au comportement *in vivo*. Les valeurs de la cinématique tridimensionnelle relevées grâce à ce montage sont légèrement plus faibles que celle de Korvick. Les variations inter-spécimens sont aussi moins importantes, témoignant d'une répétabilité plus accessible *in vitro* et de la fiabilité de ce système.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

5.1 Introduction

Le LCCr est une structure importante dans la stabilité du genou. Son rôle primaire est de limiter la translation crâniale et la rotation interne du tibia relativement au fémur. Comprendre les effets spécifiques de la perte du LCCr sur le comportement dynamique du genou est critique pour identifier les facteurs mécaniques entraînant la dégénérescence de l'articulation canine.

Peu de données existent sur l'effet *in vivo* de la perte du LCCr dans la dynamique du genou canin. Les études avec des marqueurs de surface se sont limitées au mouvement de flexion/extension puisque l'estimation de la cinématique 3D par cette méthode est problématique. Pour étudier le genou dans ses 6 degrés de liberté, une méthode plus invasive est requise. Ce genre de données n'est disponible que dans une seule étude menée par Korvick et al., en 1994, sur 5 chiens. Alors que la mesure de la cinématique 3D, pendant la locomotion, ne semble pas faisable *in vivo* à cause du manque de techniques non invasives, une simulation réaliste *in vitro* d'activités dynamiques pose un défi technique de taille. Les simulateurs de genoux canins simulent des activités quasi-statiques et principalement dans le plan sagittal. Certains montages, dans des études sur l'Homme, ont tenté de développer des systèmes de mise en charge dynamique. Par contre ces simulateurs ne sont pas adaptés à la démarche canine et ne simulent que des mouvements en chaîne fermée tels que des accroupissements et la montée d'escaliers.

Un montage expérimental simulant la cinématique tridimensionnelle d'un membre pelvien canin mis sous charge, lors de la phase d'appui, a été développé par notre équipe. Ce modèle dynamique permet de quantifier l'effet de la RLCCr sur la cinématique saine. Nous avons mesuré la cinématique 3D et les FVRS à l'état sain et à la suite de la section de ligament étudié. La validité et la fiabilité du montage a été appréciée par la comparaison des mesures de la cinématique 3D et des FVRS avec les données *in vivo* de la littérature.

5.2 Validation du montage à l'état « SAIN »

La première étape de cette étude consiste à valider la cinématique tridimensionnelle et les forces verticales de réaction au sol d'un genou sain, reproduits par le montage expérimental. Pour ce faire, nos résultats ont été comparés aux études *in vivo* afin d'apprécier la fidélité de la démarche simulée par rapport à une démarche physiologique.

5.2.1 Validation de la cinématique tridimensionnelle à l'état « SAIN »

5.2.1.1 Variabilité intra-spécimens

Les résultats de la cinématique enregistrée sont très reproductibles, comme l'indique la valeur de l'écart-type à la moyenne des 3 essais par spécimen pour un mouvement donné. En effet, pour les trois rotations, la variabilité intra-spécimens est inférieure à 0.8° et pour les trois translations, elle est inférieure à 0.7mm. En plus, les courbes de la cinématique tridimensionnelle intra-spécimens prennent origine en un même point au début de la phase d'appui. Ceci témoigne de la fiabilité des moteurs à simuler les positions commandées selon les mêmes angles et déplacements et du bon alignement des axes guides de la translation des plateaux inférieur et supérieur, sachant qu'une fois un essai terminé, les moteurs retournent automatiquement à leur position initiale pour entamer l'essai suivant. Les trois essais sur la même patte s'enchainent ainsi.

5.2.1.2 Variabilité inter-spécimens

Bien que dans le cas de l'évaluation de la cinématique inter-spécimens le facteur déplacement/remplacement de la patte soit inévitable, les écart-types inter-spécimens demeurent faibles.

La forme des courbes de la cinématique saine inter-spécimens est similaire. Et contrairement à Korvick, à l'instant initial, nos courbes de rotation interne/externe et d'abduction/adduction inter-spécimens commencent relativement à la même valeur. La variabilité inter-spécimens enregistrée est de ce fait beaucoup moins importante que celle dans l'étude de Korvick, qui l'explique par la difficulté de localiser les systèmes d'axes anatomiques sur les os, de façon répétable, d'un chien à un autre. Cette difficulté s'est particulièrement reflétée dans les valeurs de la rotation externe et d'abduction, d'autant plus que ces deux rotations ont une plus petite amplitude de mouvement relativement à la flexion (Korvick, Pijanowski et al. 1994).

Ce type de biais ne s'est pas introduit dans nos résultats grâce à une méthode précise et reproductible dans la définition des systèmes d'axes anatomiques. En plus, une relocalisation des repères anatomiques a permis d'annuler toute rotation et abduction autres que celles produites par le mouvement du membre au début de la phase d'appui.

Les courbes de translations inter-spécimens enregistrées à l'état sain sont aussi très reproductibles le long de la phase d'appui, avec un point de départ commun à tous les spécimens testés. Le fait que les origines des deux repères anatomiques soient confondues et les systèmes d'axes alignés a rendu possible l'uniformisation de la description des rotations et translations, permettant ainsi la comparaison des spécimens entre eux.

5.2.1.3 Flexion/extension simulée à l'état « SAIN »

La plus grande variabilité inter-spécimens a été enregistrée dans le mouvement de flexion/extension du genou. Les courbes de flexion/extension des 6 pattes n'ont pas la même valeur à l'instant initial alors que l'amplitude du mouvement est la même pour toutes les pattes (5° de flexion). Aussi, l'amplitude et l'évolution de la flexion enregistrée ne correspondent pas tout à fait au mouvement programmé par le contrôle du tarse artificiel. Plusieurs faits expliquent cette différence.

Premièrement, la longueur des os n'est pas prise en compte dans le code de contrôle du mouvement, alors qu'une patte courte nécessiterait une translation caudale du plateau inférieur plus importante qu'une grande patte, pour aboutir à un angle de flexion similaire dans les deux cas. Plus concrètement, les os du spécimen 1G sont plus courts que ceux du 2G (Figure 4.1 p. 103). Étant donné que la translation caudale du plateau inférieur est la même d'une position à une autre pour les 2 pattes, l'angle simulé dans le plan sagittal entre le tibia et le fémur du 1G est plus grand que celui du spécimen 2G. Et bien que l'angle du genou au départ soit vérifié par goniomètre, cet outil de mesure est imprécis. En plus, la translation du plateau tibial et de la flexion de la cheville commencent dès le début de l'enregistrement de la cinématique. Le début de la courbe n'est donc pas représentatif de la position initiale.

Les angles de flexion des courbes théoriques du genou ont été élaborés à partir de chiens plus lourds et de plus grande taille que ceux utilisés dans cette étude. La longueur des os de nos 6 spécimens est donc inférieure à celle des sujets de la littérature. Une translation caudale adaptée à ces longueurs aurait donc permis de simuler l'angle adéquat de flexion du genou.

Une autre remarque survient. La longueur des os n'est peut-être pas prise en considération, mais dans le cas d'une patte gauche et d'une patte droite d'un même spécimen, les courbes de flexion/extension ne commencent pas non plus au même point, alors que ces pattes seraient de la même longueur. En fait, étant donné que les os sont coupés avant d'être insérés dans les tuyaux en PVC, si une plus grande ou une plus petite partie de l'os est sectionnée, ceci pourrait influencer la longueur finale de cet os. Aussi, entre autre, si l'os est trop ou pas assez inséré dans le tuyau en PVC, sa longueur au bout du compte sera modifiée.

Autre facteur pouvant influencer la valeur de la flexion/extension est la force engendrée dans le câble simulant la traction des quadriceps, qui n'est pas équivalente d'une patte à une autre. Une tension importante à travers ce câble peut s'opposer à la flexion du genou puisque les quadriceps sont des extenseurs primaires du genou. C'est le cas du spécimen 1G dont le câble a été très tendu et dont l'effet a été documenté plus loin dans cette section. Cette tension, combinée aux autres facteurs, aurait pu influencer la valeur de la flexion/extension des pattes, au point d'enregistrer une variabilité inter-spécimens en flexion/extension plus importante que pour les autres paramètres de la cinématique.

5.2.1.4 Rotation inter/externe et l'abduction/adduction simulée à l'état « SAIN »

La phase d'appui au sol se caractérise par un mouvement de flexion/extension moins prononcé que pendant la phase aérienne. Ce mouvement est accompagné d'une légère rotation externe et d'une faible adduction/adduction dépendamment des chiens (Korvick, Pijanowski et al. 1994). Ce même phénomène a été enregistré durant nos essais où le mouvement d'abduction ou d'adduction reste constant le long de la phase d'appui. Dans un genou sain, le LCCr contrôle et produit une rotation tibiale par rapport au fémur. Selon Korvick, cette rotation peut être au départ interne ou externe dépendamment des chiens et de leur habitude de locomotion. L'évolution de cette rotation reste, tout de même, relativement constante, pendant la phase d'appui. La rotation interne enregistrée par Korvick varie d'un spécimen à un autre, de 28° à -12° et l'abduction de 10° à -5° . Dans notre cas, grâce à la définition de systèmes d'axes anatomiques répétables, la rotation interne et l'abduction varient peu, soit de 2° à -4° de 3° à -3° , respectivement. Le fait que les axes quantifiant la rotation tibiale soient parallèles au début de la phase d'appui a nécessairement une influence sur les axes quantifiant l'abduction/adduction tibiale.

5.2.1.5 Translation crânio-caudale simulée à l'état « SAIN »

Selon Korvick, la translation crâniale tibiale se produit pendant la phase de mise en charge du cycle de marche et seulement une translation crâniale tibiale minimale survient pendant la phase aérienne. Ceci suggère que la translation crâniale du tibia par rapport au fémur est associée au système de mise en charge. D'où l'importance de mettre l'emphasis sur cette moitié du cycle de marche, tout en simulant le mouvement dans une chaîne ouverte.

La translation crâniale moyenne à l'état sain enregistrée par Korvick est de 2mm, avec une variation inter-spécimens négligeable aux alentours de cette valeur. La moyenne de la translation inter-spécimens enregistrées par le montage est aussi de 2mm. Néanmoins, dans notre cas, les valeurs varient d'un spécimen à un autre de 0 à 4mm. Il faut rappeler que les études *in vivo* appliquent une charge physiologique qui varie le long de la phase d'appui. Le pic de cette charge est traduit par une force verticale de réaction au sol équivalente à 72% du

poids du chien (BW) au trot. Dans le cadre de notre étude *in vitro*, cette mise en charge est constante et ne dépasse pas 45%BW. L'application d'un poids plus important sur le pelvis artificiel entraînerait une plus grande compression des condyles fémoro-tibiaux, augmentant la mobilité de l'articulation et pourrait donc influencer la valeur de la translation crâniale tibiale en diminuant la variabilité inter-spécimens enregistrée. Cette influence serait à documenter dans des travaux futurs sur ce montage.

Étant variable d'un chien à un autre, la force appliquée dans le câble mimant l'action des quadriceps peut aussi influencer les valeurs de la translation crânio-caudale. La contribution d'autres forces musculaires tels que les extenseurs de la hanche (et les fléchisseurs du genou correspondants) n'ont pas été simulées dans cette étude. Leur contribution devrait augmenter la stabilité crânio-caudale du genou en équilibrant les forces dans l'articulation.

5.2.1.6 Translation médio-latérale et proximo-distale simulées à l'état « SAIN »

Selon Korvick, les translations médio-latérale et proximo-distale sont absentes pendant la phase d'appui. Dans notre montage, la moyenne de la translation distale est de 2mm et celle de la translation médiale est de 1.5mm avec des courbes inter-spécimens variant de part et d'autre de la valeur nulle.

L'application d'un poids plus important sur le pelvis entraînerait une plus grande compression tibiale et, de ce fait, la valeur de la translation distale tendrait vers 0. Il en serait de même pour les autres forces agissant pendant la compression tibiale, soit les extenseurs du genou et les extenseurs du tarse (Slocum and Slocum 1993). L'inclusion des ischio-jambiers peut aussi augmenter la stabilité du genou et les forces de contact fémoro-tibiales (Li, Rudy et al. 1999).

Dans le cas de la translation médio-latérale, le centrage des pattes dans les tuyaux en PVC pourrait expliquer en partie cette distribution des courbes inter-spécimens de part et d'autre de la valeur nulle. Les valeurs de la translation médio-latérale *in vivo* pourraient aussi être expliquées par la présence de la musculature autour de l'articulation.

5.2.2 Forces verticales de réaction au sol simulées à l'état « SAIN »

À notre connaissance, aucune étude *in vitro*, n'a fourni des données relatives aux FVRS sous forme de courbes témoignant de l'évolution de cette variable au cours de la phase d'appui. Les seules informations disponibles, dans ce type d'études, sont la valeur du pic caractéristique et à quel moment il est relevé. D'autres études *in vivo* ont rapporté un pic au milieu de la phase d'appui à la marche et au trot (Budsberg, Verstraete et al. 1987; O'Connor, Visco et al. 1989; Voss, Imhof et al. 2007). La vitesse étant un paramètre non considérée dans le cadre de cette étude, nos résultats ont été comparés au pic des FVRS à la marche *in vivo* pendant la totalité de la phase d'appui.

Nos résultats indiquent la présence de 2 pics sur les courbes des FVRS. Le premier survient à 4.2% de la phase d'appui, le second vers le milieu de celle-ci. Dans la littérature *in vivo*, ce sont, principalement, des courbes de FVRS ayant un seul pic au milieu de la phase d'appui qui sont rapportées (Rumph, Lander et al. 1994). Par contre, dans l'étude de Budsberg (1987), deux pics ont été relevés pendant la phase d'appui à la marche : le premier de 45%BW et le second de 35%BW (Budsberg, Verstraete et al. 1987). Le même phénomène a été rapporté dans l'étude de Wentik (Wentink 1977). Dans ces deux études, le premier pic est plus prononcé que le second. C'est le cas des spécimens 3G et 2D dans notre étude. Dans le cas des autres spécimens, les 2 pics sont relativement semblables (Figure 4.7 p. 110). Le pic de la moyenne des FVRS inter-spécimens enregistrées est de 138 ± 2 N, soit de 46%BW, ce qui correspond aux valeurs dans la littérature *in vivo* de Voss et al. (2007) qui ont rapporté, à la marche, un pic de $42.3\text{BW} \pm 4.5$ (Voss, Imhof et al. 2007).

Il reste tout de même difficile de comparer les valeurs du pic des FVRS inter-études. Les facteurs qui influencent particulièrement les FVRS sont la vitesse de locomotion et le poids des sujets, et ce malgré la normalisation des données en %BW. Par exemple, les études de Voss et de Budsberg ont démontré que, à une même vitesse, plus les chiens sont lourds, plus les FVRS en %BW sont faibles (Budsberg, Verstraete et al. 1987; Voss, Imhof et al. 2007). Au trot, la valeur du pic des FVRS, dans l'étude de Rumph, est de 65%BW (Rumph, Lander et al. 1994), alors que dans celles de O'Connor et de Bertram, elle est de, respectivement, 71%BW et de 76%BW (O'Connor, Visco et al. 1989; Bertram, Lee et al. 1997). À la marche,

dans l'étude de Evans sur 131 chiens (2005), les FVRS varient de 34.5 à 54.6%BW (Evans, Horstman et al. 2005). En 2002, l'étude de Voss a conclu que le pic des FVRS dépend significativement du poids, de la morphologie, de la race et du sexe du chien (Galeandro, Voss et al. 2006).

Bien que le pic des FVRS enregistré au milieu de la phase d'appui soit représentatif de la réalité physiologique, la forme de la courbe ne l'est pas parfaitement. La mise en charge quasi-statique permet l'équilibre des forces dans le genou et, de ce fait, la courbe obtenue n'a pas de signification physiologique. Aussi, les FVRS ont été enregistrées par une cellule de forces installée sous le plateau inférieur. Avant de placer la patte sur le montage, la valeur enregistrée par la cellule fluctue autour de 0N. Une fois la patte dans le montage, un certain poids est appliqué sur le pelvis jusqu'à obtenir la valeur désirée de la FVRS. Ce poids dépend donc de celui de la patte. Si la patte est plus lourde à cause du poids du spécimen ou à cause d'une plus grande quantité de tissus gardée, la charge à appliquer serait alors moins importante. Dans notre cas, l'objectif était d'obtenir une FVRS équivalente à 45%BW. Étant donné le poids rapproché des chiens et puisque nous ne disposons pas de poids inférieur à 1.1 kg, nous avons appliqué le même poids sur tous les spécimens. La variabilité inter-spécimens serait alors expliquée, entre autre, par l'imprécision du poids appliqué.

De plus, si on veut atteindre un pic de la FVRS au milieu de la phase d'appui, il faut appliquer la charge au milieu de celle-ci et non pas au début. Dans cette étude, l'objectif s'est limité à un pic équivalent à 45%BW. Or, la cellule de forces a indiqué cette valeur au début de la phase d'appui. Des études futures permettront de mieux documenter le poids initial à installer au début de la phase d'appui pour atteindre un seul pic au milieu de celle-ci et de ce fait, une forme de la courbe des FVRS plus proche des courbes *in vivo*.

Finalement, à la vitesse à laquelle le mouvement a été simulé dans nos expériences, la variation des FVRS est légère, ce qui expliquerait la présence de 2 pics. Théoriquement, plus la vitesse est grande, plus les forces produites sont importantes et plus le pic au milieu de la phase d'appui serait remarquable (Voss, Imhof et al. 2007). C'est ce que suggèrent les études *in vivo*, lesquelles ont enregistrées un pic plus prononcé des FVRS au trot qu'à la marche (Voss, Imhof et al. 2007). Cet élément de validation reste à vérifier sur notre montage dans les prochaines études.

5.3 Validation du montage à l'état « LÉSÉ »

Ayant démontré la validité du montage à reproduire la cinématique 3D ainsi que les forces verticales de réaction au sol d'un genou canin sain, il est intéressant à cette étape de constater les effets d'une RLCCr sur la cinématique tridimensionnelle. La question qui se pose est si la cinématique tridimensionnelle saine simulée subira les mêmes effets observés *in vivo* à la suite d'une RLCCr. Nos résultats sont encore une fois comparés à ceux de Korvick.

Comme il s'agit d'une étude *in vitro*, le problème de la définition des axes anatomiques de rotation est éliminé puisque le même système d'axes est utilisé pour toutes les situations que soit à l'état sain ou suite à la dissection du LCCr. Les résultats de la cinématique saine peuvent être comparés aux résultats de la cinématique lésée. L'effet de la RLCCr est quantifié par la différence entre ces deux états. Aussi, le fait de ne pas démonter la patte du montage pour provoquer la RLCCr permet d'apprécier le seul effet de cette pathologie, sans introduire l'effet de l'installation de la patte.

5.3.1 Effets de la RLCCr sur la flexion/extension simulée

Un des rôles du LCCr est de limiter l'hyper-extension du genou. Les études *in vivo* indiquent que les victimes d'une RLCCr adaptent leur démarche à la déficience de leur ligament en diminuant la mise en charge sur le genou pathologique et démontrent une flexion plus importante du genou affecté pour limiter l'hyper-extension (DeCamp, Riggs et al. 1996). Il faut remarquer le comportement de la patte 2G laquelle a enregistré la plus importante translation crâniale, en plus de la plus grande flexion à la suite de la RLCCr. Ceci reflète le comportement type d'un genou pathologique à savoir une translation crâniale élevée à cause de la RLCCr et une flexion plus prononcée du membre.

Bien que Korvick interprète ce phénomène comme un effort conscient de la part des patients, une augmentation de -1° à 10° dans la flexion a été relevée dans la cinématique simulée par le montage, contre une augmentation de 5° à 14° dans l'étude de Korvick. Cette différence peut s'expliquer par l'absence du facteur « conscience » dans notre étude *in vitro*.

Néanmoins, il faut rappeler que dans l'étude de Korvick, l'effet de la RLCCr seule ne peut pas être quantifié à cause de biais introduit dans la définition des systèmes d'axes et de la variabilité inter-spécimens non négligeable.

Dans notre étude, la flexion intacte simulée n'est pas aussi prononcée que celle enregistrée dans l'étude de Korvick. En effet, pendant la phase d'appui, à l'état sain, Korvick rapporte une flexion totale de 20°, alors que nous simulons une flexion de 5°. Mais puisque chaque patte est son propre témoin, la différence dans le mouvement simulé n'influence pas les résultats de la cinématique lésée.

D'autres études *in vivo* expliquent l'augmentation de la flexion suite à une RLCCr par une diminution dans la traction exercée par les quadriceps, évitant ainsi la subluxation crâniale du tibia (Korvick, Pijanowski et al. 1994; Slocum and Devine 1998). Sachant que dans notre étude, la force exercée par les quadriceps serait plus faible que celle *in vivo*, l'augmentation de la flexion suite à RLCCr est alors un phénomène évident.

5.3.2 Effets de la RLCCr sur l'abduction/adduction et la rotation interne/externe simulées

Lors de la flexion, les ligaments croisés du genou s'enroulent pour limiter l'amplitude de la rotation interne du tibia. En l'absence du LCCr, la rotation interne augmente. Cette augmentation atteint les 5°, tel que simulé dans notre montage et une augmentation dans l'abduction d'une moyenne de 3° a aussi été relevée. Ces valeurs sont comparables à celle de la littérature *in vivo*.

5.3.3 Effets de la RLCCr sur la translation crânio-caudale simulée

Nos résultats reflètent une augmentation de la translation crâniale de 1 à 8mm suite à la section du LCCr. Ces résultats confirment ceux de Korvick, c.à.d. que le LCCr s'oppose à la translation crâniale, qui s'amplifie en l'absence du ligament. Nos valeurs sont, par contre, moins prononcées que celles de Korvick qui a enregistré une translation crâniale moyenne de 10mm.

Ce qui, d'après nous, a limité les valeurs des translations crânio-caudales enregistrées est relié aux angles de flexion et à l'activité musculaire simulés. En effet, Korvick enregistre des angles de flexion supérieurs à ceux simulés dans notre montage. Or, entre 40 et 60° de flexion, la contraction des quadriceps entraîne une plus grande translation crâniale voire une subluxation dans un genou sans LCCr (Wentink 1977; Korvick, Pijanowski et al. 1994). Dans notre cas, on n'atteint pas 40° de flexion et la contraction des quadriceps n'est pas physiologique. Cela peut donc expliquer une translation crâniale tibiale plus faible.

De plus, dans un genou sain, le LCCr forme un angle aigu avec le plateau tibial. Sans LCCr pour s'opposer à la tendance naturelle du fémur de glisser sur le plateau tibial penché caudalement, une charge sur le genou fléchi tenterait de déplacer le tibia crânialement par rapport au fémur. Ainsi, les forces des quadriceps et la gravité sont des facteurs qui provoqueraient la translation crâniale tibiale. L'application d'une charge plus grande sur le pelvis artificiel ainsi qu'une augmentation contrôlée de la traction des quadriceps entraineraient donc une translation crâniale plus importante, conformément aux valeurs *in vivo*. D'autres groupes musculaires actifs pendant la compression tibiale pourraient aussi augmenter la translation crâniale dans genou lésé.

5.3.4 Effets de la RLCCr sur la translation médio-latérale et proximo-distale simulées

Le déplacement crânio-caudale est significativement corrélé avec le déplacement proximo-distale dans la cinématique saine et lésée. Cette relation prend tout son sens par la compréhension de la géométrie de l'articulation fémoro-tibiale. En effet, la pente du plateau tibial a une direction caudo-distale de 30° en moyenne. Lorsque le tibia glisse crânialement, le fémur se voit, à cause de la géométrie des os, déplacé caudalement et distalement par rapport au tibia. Il est possible que l'origine du fémur glisse devant l'origine tibiale, ce qui résulte en une compression. Le déplacement crânial et la compression augmentent donc de pair à la suite de la RLCCr, particulièrement lors de la mise en charge (Slocum et Devine, 1983). Dans le cas de notre étude, les pattes 2G et 3G qui ont la plus importante translation crâniale tibiale, ont aussi la plus grande translation proximale tibiale. Ce qui est conforme aux conclusions de Slocum et Devine.

Une augmentation de la translation médiale telle que rapportée dans la littérature a aussi été reproduite par le montage expérimental à la suite de la RLCCr.

5.3.5 Cas particulier

Lors de l'essai sur la patte 1G, le ridoir a, involontairement, été excessivement vissé. Pendant les essais sur ce spécimen, l'amplitude de la translation crâniale visible à l'œil nu était moins prononcée. Or une simulation d'une force plus importante que nécessaire à travers le câble pourrait influencer fortement les résultats de la cinématique jusqu'à simuler l'effet de certaines reconstructions ligamentaires telles que la TTA. En effet, théoriquement, la TTA limite la translation crâniale en augmentant le bras de levier des quadriceps pour résister à ce déplacement (Miller, Shires et al. 2007).

D'ailleurs, les résultats de la cinématique de cette patte en particulier sont situés aux extrêmes. À la suite de la RLCCr, seule cette patte enregistre une extension plutôt qu'une flexion et rotation interne, une abduction, une translation médiale, une translation proximale et surtout une translation crâniale des moins prononcées. Alors qu'une RLCCr engendrerait une augmentation dans les valeurs de la flexion, de la rotation interne, de l'abduction, de la translation médiale, proximale et crâniale.

La patte 3D semble suivre le comportement de la patte 1G sauf dans le cas de la rotation interne. Il est donc très important de contrôler la direction de la traction des quadriceps et de faire varier l'amplitude de celle-ci. Selon l'étude de Shahar, l'action des quadriceps est moins importante au début de la phase d'appui (Shahar and Banks-Sills 2004). La traction simulée de ce groupe musculaire dans le cas des spécimens 1G et 3D semble donc dépasser les valeurs *in vivo*, particulièrement au début de la phase d'appui.

5.3.6 Avantages méthodologiques de cette étude *in vitro* comparativement à celle de Korvick, *in vivo*

5.3.6.1 Systèmes d'axes anatomiques

Les 6 pattes ont été déposées dans le tomodynamomètre, en extension, sur leur côté caudale, de sorte qu'aucun corps rigide ne touche à la surface sur laquelle la patte est installée. Ceci permet d'éviter d'introduire toute rotation ou abduction tibiale lors de la définition des systèmes d'axes. Les 6 systèmes d'axes anatomiques des 6 pattes ont été définis à partir de la même méthodologie et à partir des mêmes points anatomiques remarquables sur les os. Une attention particulière s'est portée sur la correction de l'orientation des systèmes d'axes anatomiques du fémur et du tibia. Selon une méthode mathématique, les axes X anatomiques du fémur et du tibia ont été redéfinis pour être parfaitement parallèles dans le plan frontal. Autrement, une rotation interne ou externe sera induite par la définition des systèmes d'axes et sera reflétée dans les valeurs de la cinématique.

Les transformations subies par les repères anatomiques dans le repère global du laboratoire ont été quantifiées par une succession de matrices de transformation d'un repère à un autre, en passant par des objets de référence, communs aux modèles virtuel et réel. Soucieux de limiter les calculs de changements de repère, les corps rigides développés ici remplissent non seulement le rôle de support des marqueurs mais également celui d'objets de référence. C'est pour cette raison que les arbres, sur lesquels s'emboîtent les diodes, sont placés avec le spécimen dans le tomodensitomètre. Le fait de minimiser le nombre de matrices de transformation permet de minimiser les erreurs introduites par ces transformations. Bien que ces erreurs n'aient pas été quantifiées, la variabilité inter-spécimens confirme leur faible valeur. Dans l'étude de Korvick, outre le système d'axes anatomique, un système d'axes intermédiaire, le chirurgical, a été associé aux os afin de retracer le mouvement de ces derniers dans le modèle réel.

Finalement, le fait de placer plus que trois marqueurs par corps rigide, trois étant le minimum requis pour obtenir les paramètres du mouvement en 3D, nous a permis de retracer le mouvement des systèmes d'axes anatomiques, sans avoir à faire des interpolations, augmentant ainsi la précision de nos mesures.

5.3.6.2 Déplacer/replacer la patte

Afin de limiter la variabilité intra-spécimens inter et intra-états, la patte n'a pas été déplacée du montage d'un essai à un autre et suite à la RLCCr. Ceci nous a particulièrement permis d'apprécier le seul effet de la RLCCr, alors que la différence entre les deux cinématiques saine et lésée, ne devrait représenter que l'effet seul de cette pathologie. Dans le cas de l'étude de Korvick, la douleur engendrée par la rupture provoquée du LCCr est un facteur qui aurait pu influencer les valeurs de la cinématique lésée.

5.4 Limites de l'étude

5.4.1 Mouvement simulé par les moteurs à pas

Très souvent, la cinématique *in vitro* est approchée par une succession d'états statiques. Ce fut le cas ici puisque les moteurs ont été contrôlés selon le mode "position". Une simulation permettant de restituer un mouvement continu se rapprocherait plus fidèlement de la réalité physiologique.

5.4.2 Mise en charge appliquée

La mise en charge à l'appui est un facteur important dans l'évaluation de la fonction du genou canin. Une mise en charge physiologique permet de reproduire adéquatement la compression tibiale. Par contre, ceci nécessiterait aussi la simulation de tous les groupes musculaires mis en jeu. Ainsi, la mise en charge dans les études *in vivo* est difficile à reproduire *in vitro* puisque ce facteur varie pendant la phase d'appui durant la locomotion. Ce qui n'est pas le cas dans notre étude, comme dans toutes les autres études *in vitro*.

5.4.3 Forces musculaires simulées

L'amplitude de la force appliquée pour simuler la traction des quadriceps ainsi que la direction de cette force sont des variables qui n'ont pas été contrôlées dans cette étude. La traction des quadriceps a été représentée par un câble placé entre la rotule et l'extrémité distale du fémur, auxquels il est accroché, respectivement, par l'intermédiaire d'une boucle traversant la rotule et d'un crochet vissé sur le support du fémur. Ceci peut influencer la direction de cette force qui risque d'une part d'être non reproductible d'un spécimen à un autre à cause des variations dans la configuration de l'installation du câble et de la boucle.

D'autre part, le crochet a été vissé approximativement sur la pièce support du fémur de sorte qu'il soit aligné avec la rotule. L'alignement du câble peut donc différer d'une patte à une autre. La tension à travers le câble, ajustée par un ridoir est aussi inconnue. Les embouts du ridoir sont vissés jusqu'à ce que le câble soit relativement tendu, permettant de stabiliser la patte sur le montage. Cette méthode ne suffit pas à reproduire la même tension pour tous les spécimens.

Finalement, pour disséquer le LCCr sans déplacer et replacer la patte sur le montage, le ridoir a été temporairement dévissé et la patte amenée dans une position de flexion extrême. Suite à la confirmation de la rupture totale du LCCr par le test du tiroir, la patte a été portée à sa position initiale et le ridoir est revissé. Avant de défaire le ridoir, le nombre de tours nécessaire pour le dévisser est compté afin de permettre de le resserrer tel qu'il était pendant les essais à l'état sain. Cette méthode ne garantit pas que l'amplitude de la force appliquée à travers le câble pendant les essais à l'état sain soit parfaitement la même pendant les essais à l'état lésé.

Tous ces facteurs peuvent avoir limité la reproduction d'une situation *in vivo* sans en connaître exactement les valeurs. Selon la littérature, la simulation de la traction musculaire est difficile *in vitro*. Les chercheurs se heurtent aux problèmes de glissement, de rupture des câbles et/ou de leurs points d'attache. Les forces appliquées à travers ces câbles ne dépassent généralement pas le un dixième de celles *in vivo*. De plus, les forces dans les quadriceps varient en fonction de l'angle de flexion du genou, alors qu'un simple câble ne permet d'appliquer qu'une force constante et statique. Les forces physiologiques auxquelles sont exposés les muscles restent difficiles à reproduire expérimentalement *in vitro* et l'action physiologique normale des unités muscles-tendon ne peut pas être dupliquée. Néanmoins la finalité du modèle consiste à reproduire la mise en charge sur le membre pendant la phase d'appui, en soumettant les muscles et tendons artificiels à cette charge, résistant ainsi à l'élongation tout en permettant d'apprécier la participation des quadriceps dans la translation crâniale tibiale à la suite d'une RLCCr.

D'autres forces musculaires telles que les extenseurs de l'articulation tibio-tarsale (gastrocnémien et le fléchisseur superficiel des digits), qui contribuent à la stabilité du genou et à la poussée crâniale tibiale, ainsi que les extenseurs du pelvis, qui influencent l'abduction du membre arrière, jouent un rôle important dans la stabilisation du genou. Leur contribution n'a, par contre, pas été considérée. L'influence des ischio-jambiers, dans la cinématique d'un genou physiologique, n'a pas été représentée, alors qu'ils supportent le LCCr en poussant le tibia caudalement. L'inclusion ou l'exclusion de ces muscles pourrait avoir influencer nos résultats.

Des trois muscles majeurs qui traversent le genou, le groupe musculaire des quadriceps a été choisi car il contribue à la stabilité de l'articulation, prend part dans la translation crânio-caudale, réduit les rotations dues au moment axial et à l'abduction. Il permet donc un meilleur alignement de la patte dans le montage (Bach and Hull 1995). Les autres muscles (les ischio-jambiers et le gastrocnémien) ont des sections physiologiques moins importantes. Shahar et al. (2004) ont démontré que l'activité électromyographique de ces muscles est plus faible que celle des quadriceps lors de la marche.

Bien que les résultats obtenus par ce montage soient reproductibles et comparables aux données *in vivo*, notre étude s'est tout de même confrontée aux principales limites des études *in vitro*, c.à.d. la difficulté de simuler toutes les forces musculaires physiologiques, l'évolution dynamique de la traction qu'ils exercent ainsi que l'évolution dynamique de la mise en charge sur le membre pendant la phase d'appui. Quoi qu'il en soit, un montage est toujours une simplification d'un phénomène complexe.

CHAPITRE 6

RECOMMANDATIONS

6.1 Méthodologie et systèmes de mesure

Au cours des expérimentations, plusieurs améliorations à apporter à la méthodologie ont été identifiées: Pour positionner les corps rigides sur les os, il faut d'abord visser sur l'os 2 vis sur lesquelles repose le socle. Si le socle n'est pas placé le plus proche possible de l'articulation, le signal émis par les marqueurs risque d'être invisible par la caméra, particulièrement dans la position finale de la patte. Or si moins de 3 marqueurs par os sont visibles par la caméra, le mouvement 3D ne peut pas être établi convenablement. Pour optimiser le champ de vision de la caméra, il serait aussi important de la placer à une distance de 1.8m des marqueurs, tel que mentionné dans le guide fourni par Northern Digital Inc.

Il serait important de solidifier les bases du montage, soit la table sur laquelle il repose et le bâti qui le soutient. Tel quel, un tremblement significatif est induit par le mouvement des moteurs à pas, malgré le fait d'avoir investi des efforts considérables pour adoucir les déplacements des moteurs. Ce tremblement est alors enregistré par la cellule de forces et par la caméra Optotrak, se traduisant par de petites oscillations tout le long des courbes. Ces pics ont été atténués par l'application de filtres.

Ayant à reconstruire le bâti, l'accessibilité à la patte serait aussi à améliorer. En effet, tel que mentionné plus haut, le fait de déplacer la patte du montage puis la replacer ne nous permettait pas d'apprécier le seul effet de la RLCCr. Il est évident que ce montage servira prochainement à tester plusieurs types de chirurgies. Et il est aussi préférable de garder la patte dans le montage pendant la procédure pour que la cinématique reconstruite ne reflète que l'effet de la reconstruction. Pour l'instant, le spécimen tel qu'installé sur le montage est assez accessible, permettant aux chirurgiens d'effectuer plusieurs types de chirurgies à l'aide de différents types d'instruments sans déplacer le spécimen. Cet espace disponible pourrait néanmoins être agrandi en apportant certaines modifications dans le bâti du montage, pour une meilleure accessibilité à la patte

L'autre recommandation porte sur l'adaptation du contrôle du mouvement commandé aux dimensions de la patte pour en améliorer la précision. Une fois la patte préparée et les images tomographiques obtenues, il serait pertinent de la reconstruire en 3D sur SliceOmatic puis de l'importer sur VodK pour mesurer avec précision la longueur des os. Ainsi la longueur du fémur correspond à la distance entre le milieu de la tête fémorale et le milieu des condyles fémoraux et la longueur du tibia correspond à la distance entre le milieu des condyles fémoraux et le milieu des malléoles tibiales. Ces mesures permettront d'adapter le code de contrôle du déplacement du vérin linéaire aux dimensions des os. Il est aussi important de modifier les conditions initiales au début de la phase d'appui, c.à.d. placer le centre de rotation de la tête fémorale à une certaine distance horizontale du tarse artificiel dépendamment de la longueur des os. L'angle initial à la cheville, ne dépendant pas de ce facteur, est placé à 105° .

Il serait aussi intéressant de déclencher l'enregistrement quelques secondes avant de commencer le mouvement des moteurs. Ainsi, la position initiale de la patte serait mieux appréciée.

Les prochaines études pourraient aussi se concentrer sur une même race pour réduire la variabilité dans la géométrie des os et l'anthropométrie animale (Tashman, Anderst et al. 2004).

Finalement, il serait important de construire un gabarit permettant de mieux centraliser les diaphyses fémorale et tibiale dans les tuyaux en PVC lors de l'incorporation de la résine polyester. Ceci permettrait de mieux aligner la patte par rapport au tuyau en PVC et donc par rapport au montage.

6.2 Simulation des forces musculaires

L'alignement de la force simulée des quadriceps peut être amélioré par la fabrication d'une pièce support du fémur qui inclurait précisément la place du crochet sur lequel vient se fixer le câble. Cette pièce, étant d'abord modélisée par un outil CAO, fera en sorte d'aligner le crochet à la rotule. Une jauge de pression peut être ajoutée sur le câble pour estimer l'amplitude de la force appliquée à travers le câble, afin de faire en sorte de la reproduire d'un spécimen à un autre et suite à la RLCCr.

L'action musculaire des quadriceps est une partie intégrante du système de mise en charge, permettant non seulement l'extension du genou mais aussi favorisant la stabilité de celui-ci (Miller, Shires et al. 2007). La force exercée par les quadriceps chez les chiens est encore inconnue, mais varie logiquement avec le poids du chien, le long de la phase d'appui et avec la vitesse de locomotion. Un gros actuateur peut être ajouté au montage pour contrôler la traction des quadriceps et la rendre uniforme d'un essai à un autre.

Des trois muscles majeurs qui traversent le genou, les quadriceps ont été choisis car ils contribuent à la stabilité de l'articulation, prennent part dans la translation crânio-caudale, réduisent les rotations dues au moment axial et à l'abduction. Ils permettent ainsi un meilleur alignement de la patte dans le montage. Le modèle ne duplique pas complètement tous les groupes musculaires agissants sur le genou. Par hypothèse, les muscles fléchisseurs se contractent peu pendant la phase d'appui et il n'est donc pas nécessaire de les représenter. Mais on aurait pu rajouter l'action du gastrocnémien pour générer la compression tibiale et maintenir la stabilité du genou. D'autres forces musculaires, telles que celles du biceps fémoris, résisteraient à la subluxation crâniale tibiale à la marche et pourrait être ajouté au modèle. L'inclusion des ischio-jambiers pourrait augmenter la stabilité du genou et les forces de contact fémoro-tibiale. En ajoutant plusieurs groupes musculaires, ce montage atteindrait un niveau physiologique supérieur pour mesurer la cinématique 3D sous des conditions de mise en charge réelles. Les autres muscles (ischio-jambiers et gastrocnémien) ont des sections physiologiques moins importantes et demeurent relativement constants pendant la phase d'appui. Pour les simuler un plus petit actuateur suffirait.

6.3 Simulation d'une mise en charge physiologique

Étant donné que les pièces fabriquées pour ce montage sont faites pour résister à un poids équivalent à 72% du poids du chien, les études futures peuvent se permettre sans modifier les pièces du montage, d'ajouter du poids pour atteindre une mise en charge physiologique. Une charge plus importante conduit à une plus grande surface de contact entre les condyles du fémur et du tibia, ce qui en retour augmenterait la stabilité de l'articulation et diminuerait la sollicitation du LCCr dans la stabilisation du genou (Lo, Muller et al. 2008).

L'objectif général du projet, à plus long terme, est de simuler la cinématique 3D d'un genou canin au trot. Ceci revient à atteindre un pic des FVRS équivalent à 72% du poids du chien. Or selon la littérature, ce pic survient au milieu de la phase d'appui et non pas au début. Notre recommandation serait d'installer la patte à sa position au milieu de la phase d'appui, d'ajouter du poids jusqu'à atteindre une FVRS équivalente à 72% du poids du chien. Ensuite, la patte serait amenée à sa position initiale. Ainsi, on appliquerait un poids moins important sur le pelvis artificiel, tout en respectant les conditions de mise en charge *in vivo*.

À l'état dynamique, la compression articulaire et les forces musculaires contribuent à la stabilité de l'articulation. Ces composantes dynamiques ont une certaine capacité à compenser la perte du LCCr pour maintenir une cinématique articulaire intacte, prévenant ainsi la subluxation crâniale tibiale (Korvick, Pijanowski et al. 1994). Le développement d'un modèle cadavérique plus précis devrait permettre d'entreprendre d'autres études sur la déficience du LCCr.

6.4 Simulation de la vitesse et du mouvement en continu

Il serait aussi pertinent de simuler un mouvement en continu, en prenant compte du facteur vitesse. Pour ce faire, 80 déplacements au lieu de 10 seraient plus appropriés pour simuler un mouvement plus précis. Il faut aussi éviter que les moteurs s'attendent entre les positions. Leur vitesse doit être synchronisée pour parcourir la distance nécessaire à des vitesses différentes entre les positions intermédiaires, de sorte à arriver aux positions au même moment et repartir au même moment jusqu'à atteindre la position finale.

CONCLUSION

L'objectif général de ce projet était de valider un montage expérimental automatisé visant à reproduire *in vitro* la cinématique tridimensionnelle du membre pelvien canin, soumis à une charge physiologique, pendant la phase d'appui, à la marche. Les résultats démontrent que les mesures de la cinématique tridimensionnelle de genoux sains obtenues avec ce modèle sont comparables aux valeurs de la cinématique tridimensionnelle de genoux sains *in vivo*. Les mesures de la cinématique tridimensionnelle de genoux souffrants d'une RLCCr obtenues avec ce modèle sont aussi comparables aux valeurs de la cinématique tridimensionnelle de genoux dans cette même condition *in vivo*. Nous concluons aussi que les forces verticales de réaction au sol obtenues avec ce modèle sont les mêmes que lors de la phase d'appui à la marche chez les chiens normaux puisque le pic enregistré au milieu de la phase d'appui correspond aux valeurs *in vivo* à la marche. Les variabilités intra et inter-spécimens sont très acceptables et témoignent de la reproductibilité de la cinématique simulée par ce montage dynamique, soumettant le membre pelvien à une charge statique.

Pour conclure, ce montage, combiné à une méthode fiable et valide de définition des systèmes d'axes anatomiques ainsi qu'un système précis pour l'acquisition du mouvement, fournit une méthode objective et précise pour la mesure de la cinématique 3D de genoux canins au cours du temps. Cette étude *in vitro* a permis de fixer les objets de références sur les os, sans se soucier de l'influence de ces objets sur la démarche. La cinématique intacte du genou a été caractérisée par une combinaison de trois rotations et de trois translations durant la phase d'appui.

La perte du LCCr conduit à une combinaison complexe de changements dans l'articulation fémoro-tibiale, affectant la cinématique du genou dans les trois plans. Une translation crâniale prononcée a été constatée suite à la RLCCr. Une instabilité dans l'abduction/adduction et la translation médio-latérale ont aussi été enregistrées. Les chiens compensent aussi la perte du LCCr en amenant la patte dans une plus grande flexion. Le genou canin a encore une fois démontré une grande dépendance au LCCr pendant la phase d'appui, particulièrement, la stabilité crânio-caudale.

Comme tout montage expérimental, celui proposé dans cette étude comprend un certain nombre de simplifications de la nature complexe du genou. Alors qu'il a souvent été suggéré que l'action des quadriceps conduit à la subluxation crâniale du tibia dans les genoux lésés, l'amplitude de la contraction de ce groupe musculaire pendant la phase d'appui est actuellement inconnue. Par conséquent, les quadriceps ont été simulés par un câble et un ridoir ajustable pour générer une tension nominale. Malgré ses approximations, le modèle utilisé dans cette étude est valide puisque la cinématique 3D intacte et disséquée ont été reproduites pour tous les spécimens testés, telles que rapportées dans la littérature *in vivo*. Alors que ce modèle n'est qu'une simplification du membre canin, nous croyons que notre montage permet de répliquer la biomécanique du genou, permettant ainsi d'étudier les effets de la RLCCr.

La portée escomptée de ces expériences est de construire une banque de données originale et objective, utile à l'analyse des traitements existants et à l'appréciation du succès des interventions chirurgicales à restaurer la fonction normale du membre traité. Ce modèle pourrait aussi servir à développer et évaluer de nouvelles techniques chirurgicales. Le but final est d'optimiser l'efficacité de ces techniques à court, moyen et long terme avant leur mise en application sur des patients *in vivo*. Finalement, ce montage pourrait être adapté et utilisé pour des applications sur le genou humain.

ANNEXE I

TRADUCTION SELON LA NORME DE NOMINA ANATOMICA VETERINARIA

Superficial fascial :	Fascia superficiel
M. tensor fasciae latae :	Tenseur du fascia lata
Croup or Rump M. :	Muscle du pelvis (partie dorsale à la tubérosité ischiatique)
M. gluteus superficialis :	Fessier superficiel
M. gluteus medius :	Fessier moyen
M. gluteus profundus :	Fessier profond
M. biceps femoris :	Biceps fémoris
M. adductor cruris caudalis :	Muscle caudal abducteur de la cuisse
M. semitendinosus :	Semitendineux
M. semimembranosus :	Semimembraneux
M. obturator internus :	Obturateur interne
M. gracilis :	Gracile
M. gemelli :	Jumeaux
M. obturator externus :	Obturateur externe
M. adductor longus :	Long adducteur
M. adductor magnus :	Grand adducteur
M. adductor brevis :	Court adducteur
M. pectineus :	Pectiné
M. sartorius :	Sartorius
M. quadriceps femoris :	Quadriceps fémoral
M. quadratus femoris :	Carrée fémoral
M. vasus lateralis :	Vaste latéral
M. vastus medialis :	Vaste médial
M. vastus intermedius :	Vaste intermédiaire
M. rectus femoris :	Droit de la cuisse
M. popliteus :	Poplité
M. tibialis cranialis :	Tibial crânial
M. extensor digitalis longus :	Long extenseur digital
M. extensor digiti I :	Extenseur du digit I
M. peroneus (fibularis) longus :	Long fibulaire
M. extensor digitalis lateralis :	Extenseur latéral digital
M. peroneus (fibularis) brevis :	Court fibulaire
M. gastrocnemius :	Gastrocnémien
M. flexor digitalis superficialis :	Fléchisseurs superficiels des digits
M. flexor digitalis lateralis :	Fléchisseur latéral digital
M. flexor digitalis medialis :	Fléchisseur médial digital
M. tibialis caudalis :	Tibial caudal
M. Hamstring :	Muscles Ischio-jambiers

ANNEXE II

TABEAU EXPOSANT LES GROUPES MUSCULAIRES CROISANT LES ARTICULATIONS DE LA HANCHE ET DU GENOU

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
Fascia Superficiel	Le superficiel fascia de la région glutéale est le fascia glutéal. Il passe de la région thoraco-lombaire en direction du fémur. Sa continuité est une bande tendineuse appelée le fascia lata. Cette bande est tendue le long de la face antérieure de la cuisse grâce au m. tenseur du fascia lata.				
◆ Tenseur du fascia lata ▪ Tenseur crânial du fascia lata ▪ Tenseur caudal du fascia lata	Muscle triangulaire allongé qui se prolonge jusqu'au tibia par le fascia lata.	O : Crête iliaque I : Rotule et la tubérosité tibiale (chef crânial); portion latérale du fascia lata sur le fémur (chef caudal)	Tension du fascia lata; Flexion de l'articulation coxo-fémoral; Extension moyenne du genou	Phase d'appui et Phase aérienne	A.1 A.2

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
Muscles du pelvis La principale fonction de ce groupe musculaire est l'extension du pelvis et l'abduction du membre arrière.					
◆ Fessier superficiel	Le plus superficiel des muscles glutéaux. Il est relativement petit, plat et rectangulaire.	O: Partie latérale du sacrum et 1 ^{ère} vertèbre caudale, sur le ligament sacro-tubéral; I: Tubérosité glutéale	Extension de la hanche	Phase d'appui	A.2 A.3
◆ Fessier Moyen	Le plus large des muscles glutéaux.	O: Surface glutéale de l'ilium I: Grand trochanter du fémur	Extension de la hanche	Phase d'appui	A.1 A.2
◆ Fessier profond	Le plus profond des muscles glutéaux. Il est recouvert par le fessier moyen.	O: Surface glutéale de l'ilium I: Face crâniale du grand trochanter du fémur	Extension de la hanche; Abduction moyenne de la hanche	Phase d'appui	A.1 A.6

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
Muscles ischio-jambiers Ce groupe musculaire est situé sur la partie caudale de la cuisse. Le biceps fémoris, le semitendineux et le semimembraneux composent ce groupe musculaire. Ce sont les muscles abducteurs de la patte. Ils contribuent à la stabilité du genou.					
◆ Biceps fémoris	Muscle large, long et le plus latéral du groupe. Il s'étend jusqu'au milieu du tibia. Il se compose de deux chefs inégaux: l'un crânial et superficiel, l'autre caudal, plus petit et profond, couvert par le chef crânial.	O : Angle latéral de la tubérosité ischiatique et le ligament sacro-tubéral I: Patella et le ligament patellaire jusqu'à la tubérosité tibiale (chef crânial); crête tibiale (chef caudal)	- La partie crâniale : Extension de la hanche et du genou à moindre degré (suppose à la gravité); - La partie caudale : Flexion du genou au début de la phase aérienne; Extension du tarse	Phase d'appui et Phase aérienne	A.1 A.2 A.4
◆ M. abducteur caudal de la cuisse	Muscle long et mince. Il s'étend sur le bord caudal du biceps fémoris. A cause de son innervation différente, ce muscle ne fait pas partie des M. ischio-jambiers.	O : Partie distale du ligament sacro-tubéral I : Dépasse l'insertion du biceps fémoris et s'insère au niveau des extenseurs digitaux	Abduction de la patte; Flexion du genou (avec le chef caudal du biceps fémoris)	Phase d'appui et Phase aérienne	A.2 A.6

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
◆ Semitendineux	Il forme une large partie du contour caudal de la cuisse.	O : Tubérosité ischiatique et le ligament sacro-tubéral I : Face médiale de la partie supérieure du tibia	Extension de la hanche et du tarse;	Phase d'appui et Phase aérienne	A.1 A.2 A.4
◆ Semimembraneux	Il se compose de deux bandes résistantes caudale et crâniale.	O : Tubérosité ischiatique et le ligament sacro-tubéral I : Condyle médial du fémur (partie crâniale); condyle médial du tibia (partie caudale)	- La partie crâniale : Extension de la hanche pendant la phase d'appui ; - La partie caudale : Flexion du genou et contribue à l'extension de la hanche.	Partie caudale : Phase d'appui et Phase aérienne Partie crâniale : Phase d'appui	A.1 A.3

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
Muscles profonds de la hanche Ce groupe est formé de petits muscles profonds, responsables de la rotation externe de la cuisse. Ils sont antagonistes au fessier profond. Ils recouvrent les surfaces externes et internes de l'ischium jusqu'au fémur.					
◆ Jumeaux	Muscle formé de deux parties fusionnées qui possèdent des insertions et actions communes.	O : Arc ischiatique I: Fosse du grand trochanter du fémur	Rotation externe de la hanche; Assistance à l'extension du pelvis	Phase d'appui	A.1 A.3
◆ Obturateur interne	Muscle le plus résistant du groupe. Il a une forme en hélice. Il recouvre la face interne du foramen obturé.	O : Bord médial du foramen obturé I: Fosse du grand trochanter du fémur	Rotation externe de la hanche; Assistance à l'extension du pelvis	Phase d'appui	A.3
◆ Obturateur externe	Il recouvre la face externe de l'os pelvien.	O : Bord médial du foramen obturé I: Fosse du grand trochanter du fémur	Rotation externe de la hanche; Adduction du membre	Phase d'appui	A.1 A.3 A.8
◆ Carré fémoral	Il s'étend sur la face caudo-ventrale jusqu'à la partie caudale du M. Jumeaux.	O: Tubérosité ischiatique I: Bord distal de la fosse du grand trochanter du fémur	Extension et rotation externe de la hanche	Phase d'appui	A.1 A.3

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
Muscles médiaux de la cuisse Ce groupe est constitué de muscles résistants couvrant la face médiale de la cuisse. Ils sont disposés en surface et en profondeur. Le groupe superficiel inclue le Sartorius et le Gracile. Le groupe profond inclus le Pectiné et les adducteurs.					
◆ Gracile	Muscle mince. Il sert d'origine aux muscles adducteurs.	O: Symphyse pubienne I: Surface médiale du tibia, sous le condyle médial	Adduction de la cuisse; Extension de la hanche; Extension du tarse	Début de la phase d'appui Et Phase aérienne	A.1 A.4 A.5
◆ Long adducteur	Il est fusiforme. Il est couvert par les autres muscles adducteurs.	O: Tubercule du pubis I: Ligne âpre du fémur	Adduction et extension de la hanche	Début de la phase d'appui Et Phase aérienne	A.1
◆ Grand adducteur	Le plus gros du groupe.	O: Branche ischio-pubienne I: Ligne âpre du fémur	Adduction et extension de la hanche	Début de la Phase d'appui Et Phase aérienne	A.1
◆ Court adducteur	En rapport avec l'obturateur externe.	O: Branche inférieure du pubis I: Ligne âpre du fémur, au dessous du long adducteur	Adduction et extension de la hanche	Début de la Phase d'appui Et Phase aérienne	A.1

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
◆ Pectiné	Petit muscle. En cas d'hypotrophie, ce muscle prédispose les chiens à une dysplasie.	O : Branche ilio-pubienne I : Face crâniale du fémur; du petit trochanter à la ligne du âpre	Adduction de la cuisse	Début de la phase d'appui Et Phase aérienne	A.1 A.3 A.5 A.8
◆ Sartorius	Muscle long et plat. Il se compose d'une partie caudale et d'une autre crâniale.	O : Épine iliaque crânio-supérieure (partie caudale); crête iliaque (partie crâniale) I : S'incurve autour de la face médiale du genou et s'insère sur la face médiale de l'extrémité proximale du tibia	Adduction de la hanche; - Partie crâniale: Flexion de la hanche; Extension du genou; - Partie crâniale : Flexion du genou	Phase d'appui Et Phase aérienne	A.1 A.5 A.6
◆ Quadriceps fémoral	Groupe musculaire composé de quatre chefs distincts, couvrant la face médiale, latérale et crâniale du fémur.	I : Leur tendon d'insertion contient la patella	Les extenseurs primaires du genou; Contribue à la stabilité du genou	Phase d'appui	A.2 A.3 A.4 A.5

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
▪ Vaste latéral	Le plus gros chef du groupe. Il forme une inion avec le Rectus fémoris et son tendon terminal.	O : Le un cinquième proximal du fémur I : Ligament de la patella qui s'insère sur la tubérosité tibiale.	Extension du genou	Phase d'appui	A.8
▪ Vaste intermédiaire	La plus faible portion du groupe. Muscle intermédiaire entre le vaste médial et le vaste latéral.	O : le un cinquième proximal du fémur I : Ligament de la patella qui s'insère sur la tubérosité tibiale	Extension du genou	Phase d'appui	A.8
▪ Vaste médial	Le muscle le plus médial du groupe sur la cuisse.	O : le un cinquième proximal du fémur I : Ligament de la patella qui s'insère sur la tubérosité tibiale	Extension du genou	Phase d'appui	A.8

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
▪ Droit de la cuisse ou Rectus femoris	Muscle superficiel de la partie crâniale de la cuisse; descend verticalement le long de la cuisse; le plus long et le seul muscle à croiser l'articulation de la hanche. Il est bi-articulaire : de l'ilium au tibia.	O : Sur l'éminence ilio-pubienne de l'ilium. I : Ligament de la patella qui s'insère sur la tubérosité tibiale.	Phase d'appui: Action anti-gravité à la marche; Extension du genou au trot et au galop; Phase aérienne: Flexion de la hanche et pro-traction de la patte arrière	Phase d'appui Et Phase aérienne	A.8
M. de la patte Ce groupe est constitué des muscles crânio-latéraux et des muscles caudaux de la patte.					
◆ M. crânio-latéraux de la patte	Ce groupe comprend : le tibial crânial, le long extenseur digital, l'extenseur du digit I, le long fibulaire, le court fibulaire, et l'extenseur latéral digital. Ce sont les fléchisseurs du tarse et les extenseurs des digits.				
◆ M. caudaux de la patte	Ce groupe comprend le gastrocnémien, les fléchisseurs superficiels des digits et les fléchisseurs profonds des digits. Ce sont les extenseurs du tarse et/ou fléchisseurs des digits.				

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
▪ Gastrocnémien	Muscle superficiel caudal. Il est divisé en deux parties latérale et médiale, reliées par un tissu tendineux épais aux os sésamoïdes médial et latéral.	O : Tubérosité supracondylaire médiale du fémur (partie médiale); Sur la tubérosité supracondylaire latérale du fémur I : Tendon d'Achille	Extension de tarse; Légère flexion du genou; Contribue à la stabilité du genou	Principalement pendant la phase d'appui	A.3 A.6
▪ Fléchisseurs profonds des digits est constitué du fléchisseur latéral digital, du fléchisseur médial digital et du tibial caudal.					
- <i>Tibial caudal</i>	Muscle léger.	O : face médiale de la partie proximale de la fibula I : Masse ligamenteuse médiale du tarse	Extension du tarse; Rotation interne du tarse		A.7
▪ Fléchisseurs superficiels des digits		O : Tubérosité supracondylaire latérale du fémur I : Continuation du tendon plantaire	Flexion des digits; Extension et verrouillage du tarse; Flexion du genou; Contribue à la stabilité du genou	Phase d'appui	A.3

Tableau 2.1 Muscles qui croisent les articulations de la hanche et du genou (suite)

Muscle	Description et Situation	Origine (O) et Insertion (I)	Action	Présence	Figure (Appendice)
Poplité	Muscle triangulaire. Il couvre la capsule articulaire et la moitié médiale du tiers proximal du tibia. Un os sésamoïde est attaché à son tendon au bout de son origine. Ce tendon passe entre le ménisque latéral et le ligament croisé latéral du genou.	O : Surface latérale du condyle fémoral par un tendon qui contient un os sésamoïde I : Tiers proximal du tibia	La version traditionnelle suggérerait que le poplité soit un fléchisseur du genou. Il a été démontré que son activité affecte la rotation médiale tibiale pendant la flexion ou pendant la phase aérienne. Aucune action de flexion pendant la flexion du genou; Proprioception	Phase aérienne	A.7 A.8

APPENDICE

FIGURES COMPLÉMENTAIRES DES MUSCLES CROISANT LES ARTICULATIONS DE LA HANCHE ET DU GENOU

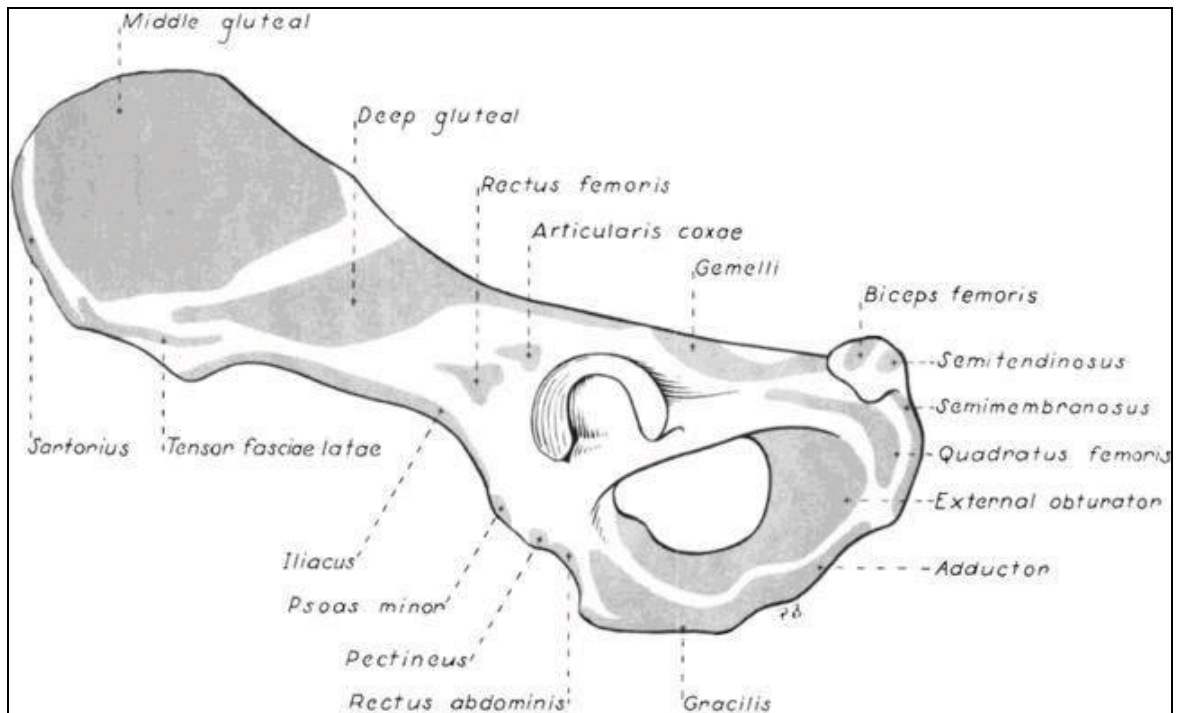


Figure A.1 Os coxal, attaches musculaires, aspect latéral.

Tirée de Evans (2000, p. 352)

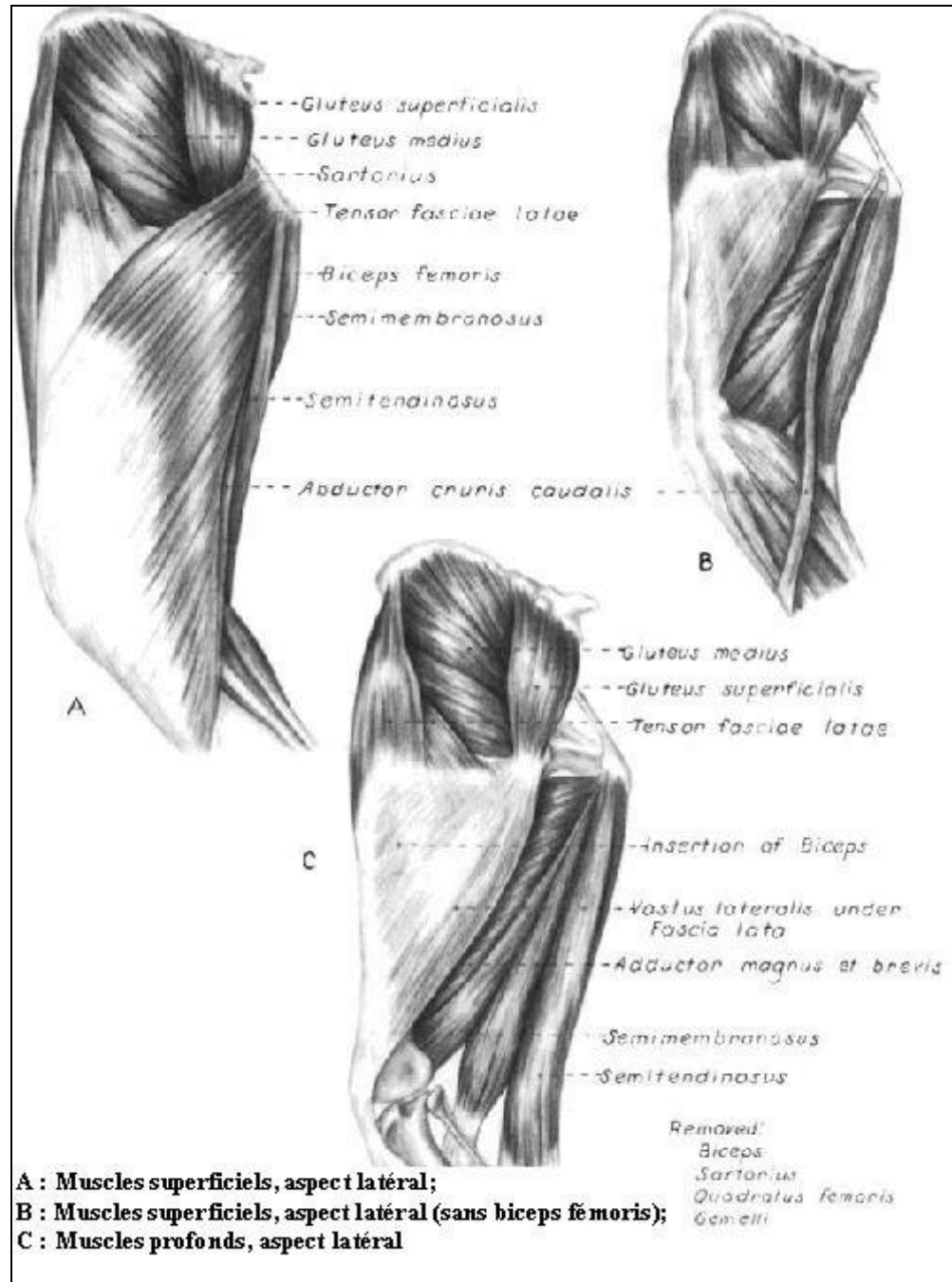


Figure A.2 Muscles de la cuisse.

Tirée de Evans (2000, p. 354)

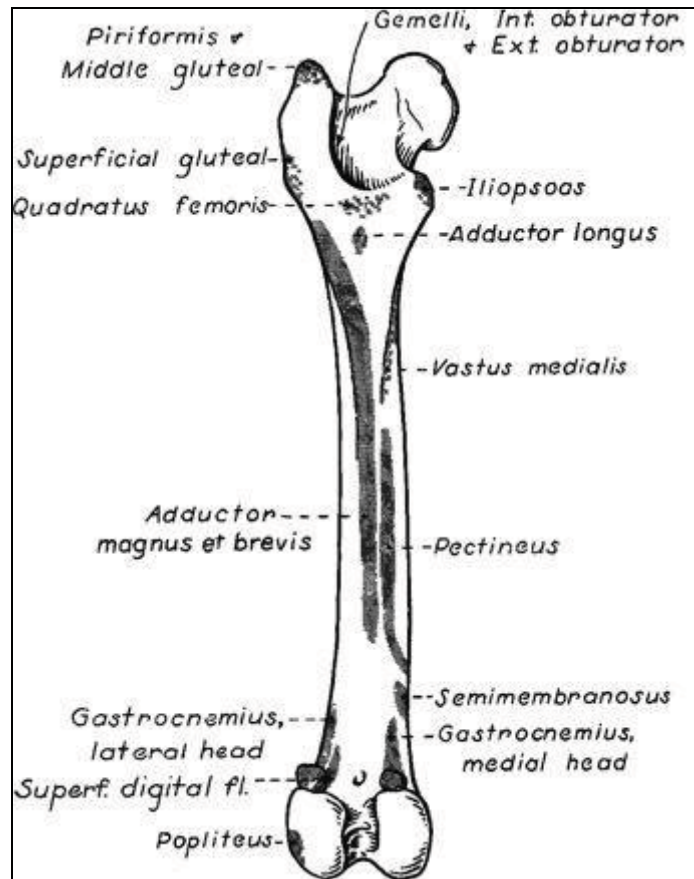


Figure A.3 Fémur gauche, attaches musculaires, aspect caudal.
Tirée de Evans (2000, p. 355)

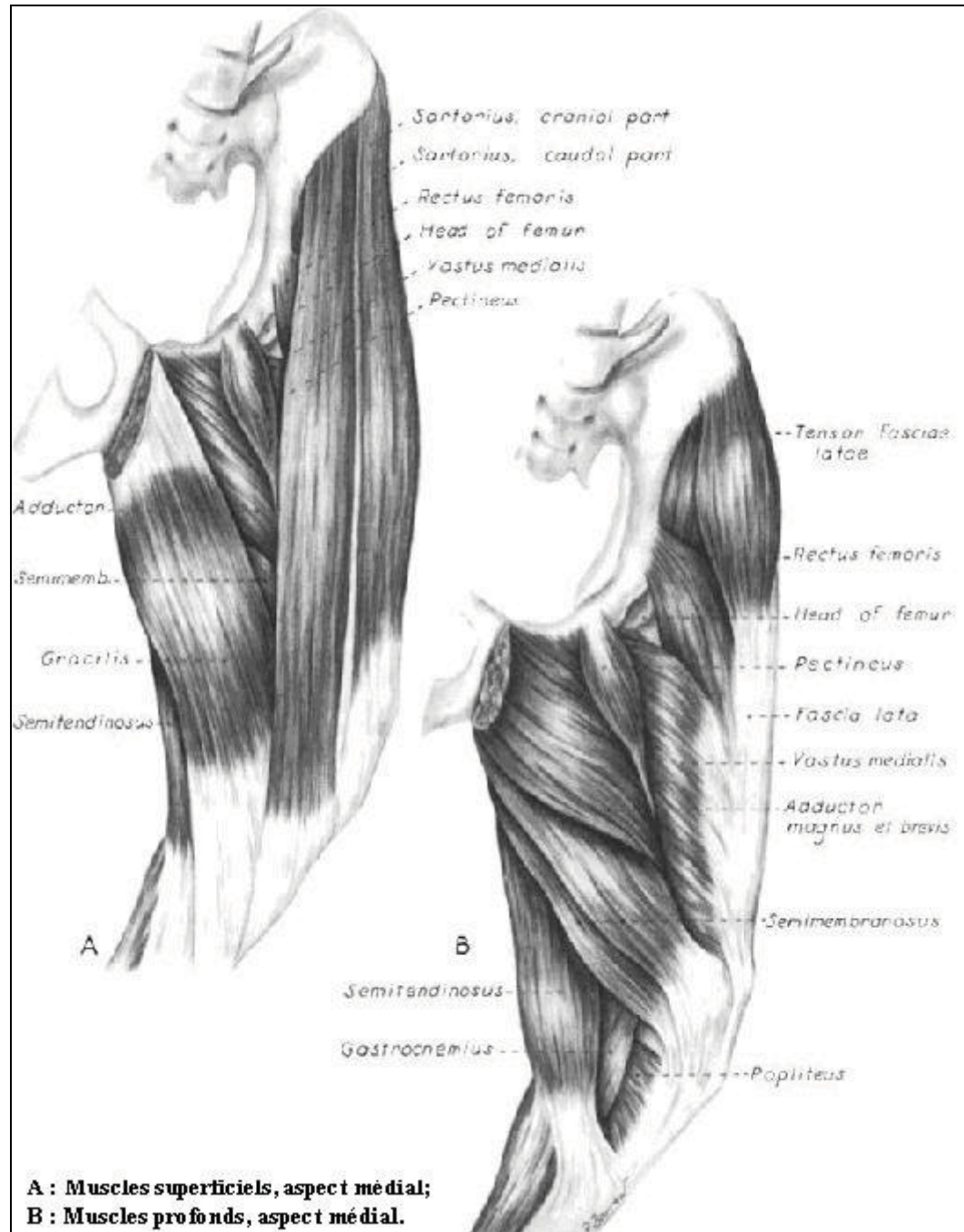


Figure A.4 Muscles latéraux de la cuisse.

Tirée de Evans (2000, p. 362)

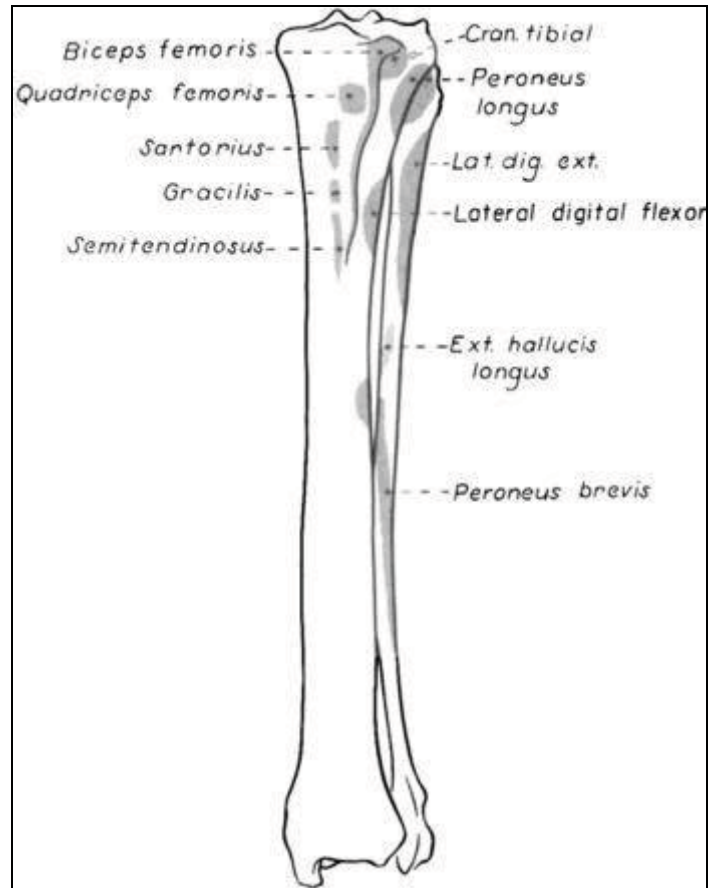


Figure A.5 Tibia gauche et fibula, attaches musculaires, aspect crânial.
Tirée de Evans (2000, p. 368)

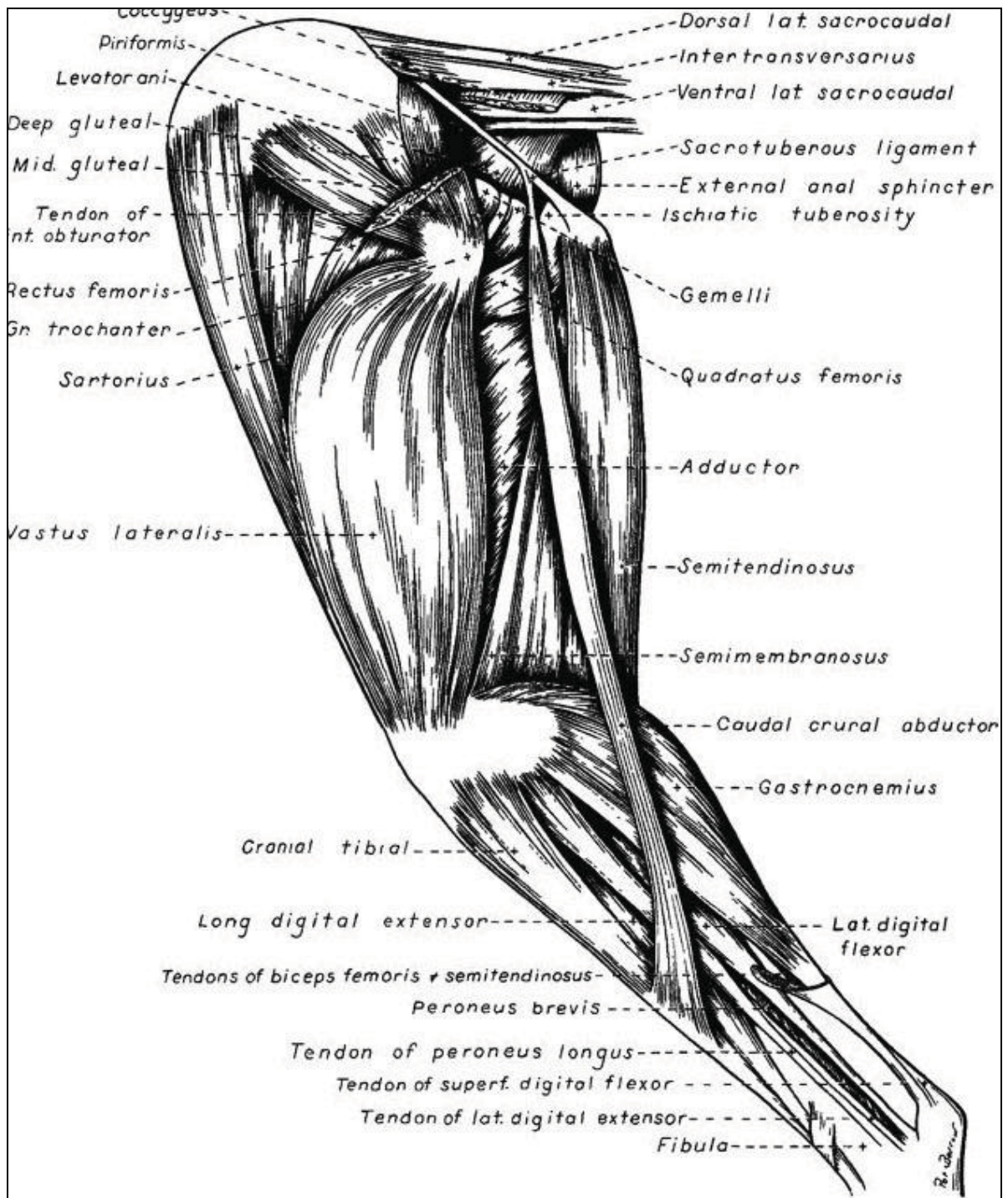


Figure A.6 Muscles du membre pelvien, aspect latéral.

Tirée de Evans (2000, p. 372)

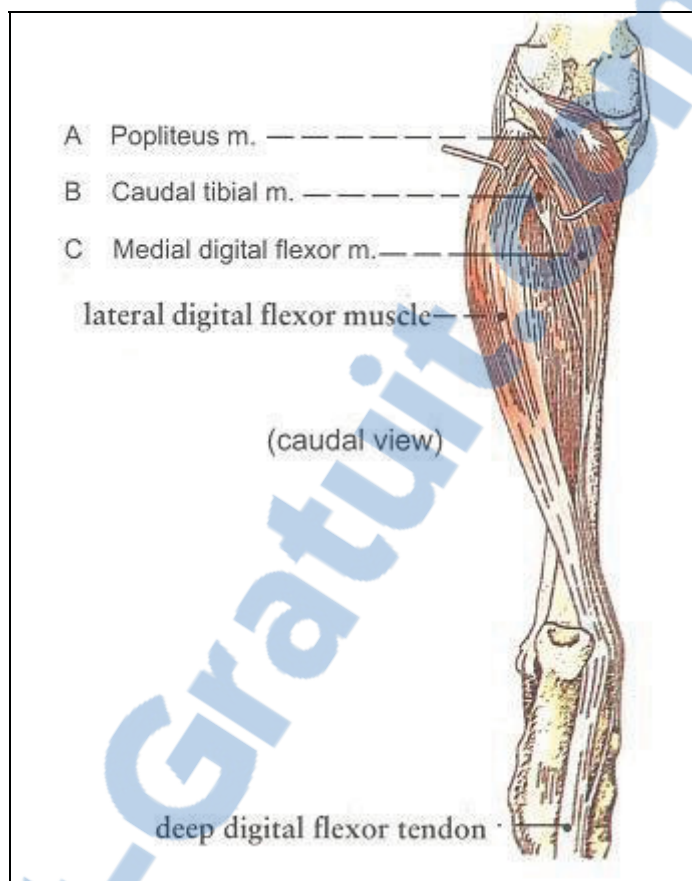


Figure A.7 Muscle Poplité et Muscles fléchisseurs profonds des digits.

Tirée de Budras (2007, p.82)

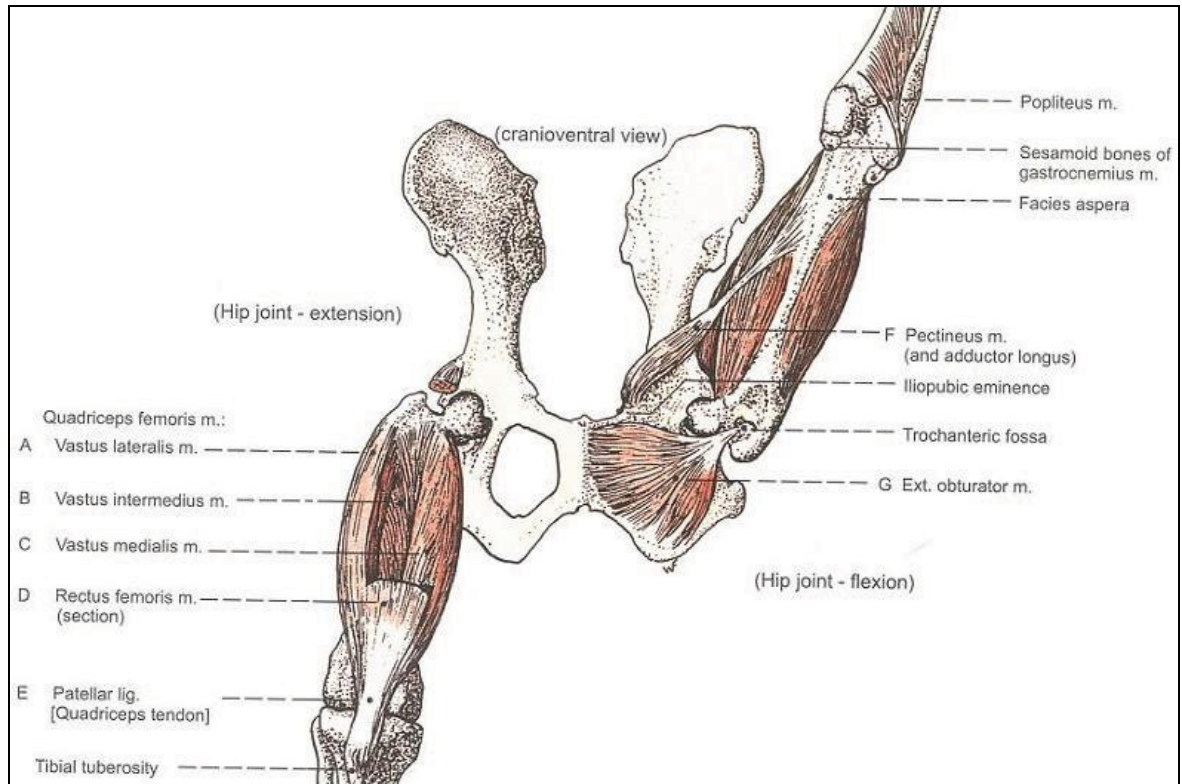


Figure A.8 Muscles du pelvis.
Tirée de Budras (2007, p.80)

BIBLIOGRAPHIE

- Affatato, S., W. Leardini, et al. (2008). "Investigation on wear of knee prostheses under fixed kinematic conditions." Artif Organs **32**(1): 13-8.
- Agneskirchner, J. D., C. Hurschler, et al. (2004). "Effect of high tibial flexion osteotomy on cartilage pressure and joint kinematics: a biomechanical study in human cadaveric knees. Winner of the AGA-DonJoy Award 2004." Arch Orthop Trauma Surg **124**(9): 575-84.
- Ahmed, A. M. and C. McLean (2002). "In vitro measurement of the restraining role of the anterior cruciate ligament during walking and stair ascent." J Biomech Eng **124**(6): 768-79.
- Allen, K., C. E. DeCamp, et al. (1994). "Kinematic gait analysis of the trot in healthy mixed breed dogs " Vet Comp Orthop Traumatol **7**: 148-53.
- Amiel, D., C. Frank, et al. (1984). "Tendons and ligaments: a morphological and biochemical comparison." J Orthop Res **1**(3): 257-65.
- Apelt, D., M. P. Kowaleski, et al. (2007). "Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an in vitro experimental study." Vet Surg **36**(2): 170-7.
- Aragon, C. L. and S. C. Budsberg (2005). "Applications of evidence-based medicine: cranial cruciate ligament injury repair in the dog." Vet Surg **34**(2): 93-8.
- Arnoczky, S. P. (1979). "The Over-the-Top procedur. A technique for anterior ligament substitution in the dog." Journal of American Animal Hospital Association **15**: 283-290.
- Arnoczky, S. P. (1988). "The cruciate ligaments: the enigma of the canine stifle." J. Small Anim. Prac **29**: 71-90.
- Arnoczky, S. P. and J. L. Marshall (1977). "The cruciate ligaments of the canine stifle: an anatomical and functional analysis." Am J Vet Res **38**(11): 1807-14.
- Arnoczky, S. P. and J. L. Marshall (1981). Pathomechanics of cruciate and meniscla injuries. Philadelphia, PA, Lea & Febiger, Bojrab, MJ, Pathophysiology of Small Animal Surgery.
- Ash, H. E., I. C. Burgess, et al. (2000). "Long-term results for Kinemax and Kinematic knee bearings on a six-station knee wear simulator." Proc Inst Mech Eng [H] **214**(5): 437-47.

- Bach, J. M. and M. L. Hull (1995). "A new load application system for in vitro study of ligamentous injuries to the human knee joint." J Biomech Eng **117**(4): 373-82.
- Ballagas, A. J., R. D. Montgomery, et al. (2004). "Pre- and postoperative force plate analysis of dogs with experimentally transected cranial cruciate ligaments treated using tibial plateau leveling osteotomy." Vet Surg **33**(2): 187-90.
- Bertram, J. E. A., D. V. Lee, et al. (1997). "Multiple force platform analysis of the canine trot: a new approach to assessing basic characteristics of locomotion." Vet Comp Orthop Traumatol **10**: 160-169.
- Beynnon, B. D. and B. C. Fleming (1998). "Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work." J Biomech **31**(6): 519-25.
- Biden, E., J. O'Connor, et al. (1984). Tibial rotation in the cadaver knee. Transactions of the 30th Meeting of the Orthopaedic Research Society, 30.
- Blankevoort, L., J. Kuiper, et al. (1991). "Articular contact in a three-dimensional model of the knee." Journal of Biomechanics **24**(10): 1019-1031.
- Boyd, S. K., J. R. Matyas, et al. (2000). "Early regional adaptation of periarticular bone mineral density after anterior cruciate ligament injury." J Appl Physiol **89**(6): 2359-64.
- Brinker, W. O., D. L. Piermattei, et al. (1990). Diagnosis and treatment of orthopedic conditions of the hind limb, Handbook of small animal orthopedics and fracture treatment, 2nd Edtn. WB Saunders, Philadelphia, 376- 377.
- Bruce, W. J., A. Rose, et al. (2007). "Evaluation of the triple tibial osteotomy. A new technique for the management of the canine cruciate-deficient stifle." Vet Comp Orthop Traumatol **20**(3): 159-68.
- Budras, K., W. Fricke, et al. (2007). Anatomy of the dog, Schlutersche, 5 Edtn.
- Budsberg, S. C., M. C. Verstraete, et al. (1987). "Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs." Am J Vet Res **48**(6): 915-8.
- Budsberg, S. C., M. C. Verstraete, et al. (1988). "Force plate analyses before and after stabilization of canine stifles for cruciate injury." Am J Vet Res **49**(9): 1522-4.
- Bull, A. M. and A. A. Amis (1998). "The pivot-shift phenomenon: a clinical and biomechanical perspective." Knee **5**: 141-158.
- Canapp, S. O., Jr. (2007). "The canine stifle." Clin Tech Small Anim Pract **22**(4): 195-205.

- Caporn, T. M. and S. Roa (1996). "Biomechanical evaluation of the suitability of monofilament nylon fishing and leader line for extra-articular stabilisation of the canine cruciate-deficient stifle." Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology **9**: 126-33.
- Carpenter, D. H., Jr. and R. C. Cooper (2000). "Mini review of canine stifle joint anatomy." Anat Histol Embryol **29**(6): 321-9.
- Caylor, K. B., C. A. Zumpano, et al. (2001). "Intra- and interobserver measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs." J Am Anim Hosp Assoc **37**(3): 263-8.
- Chailleux, N. (2005). Evaluation in vitro de la cinématique tridimensionnelle du genou canin intact, instable et corrigé par deux chirurgies successives. Département de sciences cliniques, Faculté de médecine vétérinaire, Université de Montréal.
- Chauvet, A. E., A. L. Johnson, et al. (1996). "Evaluation of fibular head transposition, lateral fabellar suture, and conservative treatment of cranial cruciate ligament rupture in large dogs: a retrospective study." J Am Anim Hosp Assoc **32**(3): 247-55.
- Clements, D. N., M. R. Owen, et al. (2005). "Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion." Vet Rec **156**(15): 478-81.
- Cleveland, W. S. (1979). "Robust locally weighted regression and smoothing scatterplots." J. Amer. Statist. Assoc **74**(368): 829-836.
- Coetzee, G. L. and A. M. Lubbe (1995). "A prospective study comparing two fascial reconstruction techniques to stabilise the cranial cruciate-deficient stifle in the dogs." Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology **8**: 82-90.
- Conzemius, M. G., R. B. Evans, et al. (2005). "Effect of surgical technique on limb function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs." J Am Vet Med Assoc **226**(2): 232-6.
- Cottrell, J. M., P. Scholten, et al. (2008). "A new technique to measure the dynamic contact pressures on the Tibial Plateau." J Biomech **41**(10): 2324-9.
- D'Lima, D. D., M. Trice, et al. (2000). "Comparison between the kinematics of fixed and rotating bearing knee prostheses." Clin Orthop Relat Res(380): 151-7.
- Damur, D. M., S. Tepic, et al. (2003). "Proximal tibial osteotomy for the repair of cranial cruciate deficient stifle joints in dogs." Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T **16**: 211-216.
- de Rooster, H., T. de Bruin, et al. (2006). "Morphologic and functional features of the canine cruciate ligaments." Vet Surg **35**(8): 769-80.

- DeCamp, C. E., C. M. Riggs, et al. (1996). "Kinematic evaluation of gait in dogs with cranial cruciate ligament rupture." Am J Vet Res **57**(1): 120-6.
- DeCamp, C. E., R. W. Soutas-Little, et al. (1993). "Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds." Am J Vet Res **54**(4): 627-34.
- Dejardin, L. M. (2003). Tibial plateau leveling osteotomy, Textbook of small animal surgery, 3rd Edtn. WB Saunders, Philadelphia.
- Dupuis, J., J. Harari, et al. (1994). "Evaluation of fibular head transposition for repair of experimental cranial cruciate ligament injury in dogs." Vet Surg **23**(1): 1-12.
- Elkins, A. D., R. Pechman, et al. (1991). "A retrospective study evaluating the degree of degenerative joint disease in the stifle joint of dogs following surgical repair of anterior cruciate ligament rupture." J Am Anim Hosp Assoc **27**: 533-540.
- Essinger, J. R., P. F. Leyvraz, et al. (1989). "A mathematical model for the evaluation of the behaviour during flexion of condylar-type knee prostheses." J Biomech **22**(11-12): 1229-41.
- Evans, H. E. (2007). Miller's Anatomy of the Dog. Philadelphia A Saunders Title, 3 edtn.
- Evans, R., W. J. Gordon, et al. (2002). "The effect of gait velocity on force platform trial variation in dogs with naturally occurring observable lameness." Abstract ACVS Meeting, (San Diego).
- Evans, R., C. Horstman, et al. (2005). "Accuracy and optimization of force platform gait analysis in Labradors with cranial cruciate disease evaluated at a walking gait." Vet Surg **34**(5): 445-9.
- Fanchon, L. and D. Grandjean (2007). "Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs." Am J Vet Res **68**(10): 1089-94.
- Fingerroth, J. (2007). "Letter to the Editor: Evaluation of antocollagen type I antibody titers in synovial fluid of both stifle joints and the left shoulder joint of dogs with unilateral cranial cruciate disease." American Journal of Veterinary Research **68**(5): 458-458.
- Flo, G. L. (1975). "Modification of the lateral retinacular imbrication technique for stabilising cruciate ligament injuries." Journal of the American Animal Hospital Association **11**: 570-576.
- Fossum, T. W. (2006). Small Animal Surgery Textbook, Mosby, 3rd Edtn.
- Galeandro, L., K. Voss, et al. (2006). "Kinetische Ganganalyse beim Hund-Unterschiede zwischen verschiedenen Hunderassen und -typen." Abstract SVK Kongress, Interlaken.

- Geels, J. J., J. K. Roush, et al. (2000). "Evaluation of an intracapsular technique for the treatment of cranial cruciate ligament rupture." Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology **13**: 197-203.
- Gillette, R. L. and T. C. Angle (2008). "Recent developments in canine locomotor analysis: a review." Vet J **178**(2): 165-76.
- Gnudi, G. and G. Bertoni (2001). "Echographic examination of the stifle joint affected by cranial cruciate ligament rupture in the dog." Vet Radiol Ultrasound **42**(3): 266-70.
- Grood, E. S. and W. J. Suntay (1983). "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee." J Biomech Eng **105**(2): 136-44.
- Hagemeister, N. (2001). Évaluation in vitro de différentes reconstructions chirurgicales des ligaments croisés du genou. Génie Biomédical. Montréal, École polytechnique de Montréal. **Ph.D.** .
- Harari, J. (1995). "Current concepts in the treatment of cranial cruciate ligament injury." Waltham FOCUS **5**: 24-31.
- Harper, T. A., R. A. Martin, et al. (2004). "An in vitro study to determine the effectiveness of a patellar ligament/fascia lata graft and new tibial suture anchor points for extracapsular stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient stifle in the dog." Vet Surg **33**(5): 531-41.
- Hayashi, K., P. A. Manley, et al. (2004). "Cranial cruciate ligament pathophysiology in dogs with cruciate disease: a review." J Am Anim Hosp Assoc **40**(5): 385-90.
- Henderson, R. A. and J. L. Milton (1978). "The tibial compression mechanism: a diagnostic aid in stifle injuries." Vet Surg **14**: 474-479.
- Hillberry, B. M., J. A. Schaff, et al. (1984). Laboratory knee simulation: A viable option. Proceeding of the 10th Annual Meeting of the Society for Biomaterials, Washington, DC 149.
- Hoffmann, D. E., J. M. Miller, et al. (2006). "Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles." Vet Comp Orthop Traumatol **19**(4): 219-27.
- Howard, R. A., J. M. Rosvold, et al. (2007). "Reproduction of in vivo motion using a parallel robot." J Biomech Eng **129**(5): 743-9.
- Hulse, D. A. (1983). "Biomechanics of cranial cruciate reconstruction in the dog. Part I: in vitro laxity testing." Vet Surg **1983**(12): 109-112.
- International Committee on Veterinary Gross Anatomical Nomenclature (2005). Nomina anatomica veterinaria, 5th Edtn.

- Jerram, R. M. and A. M. Walker (2003). "Cranial cruciate ligament injury in the dog: pathophysiology, diagnosis and treatment." N Z Vet J **51**(4): 149-58.
- Jevens, D. J., C. E. DeCamp, et al. (1996). "Use of force-plate analysis of gait to compare two surgical techniques for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs." Am J Vet Res **57**(3): 389-93.
- Johnson AL, H. D. (2002). Cranial cruciate ligament rupture. Mosby, St Louis, Small Animal Surgery, 2nd Edtn.
- Johnson, J. A., C. Austin, et al. (1994). "Incidence of canine appendicular musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospitals from 1980 through 1989." Vet Comp Orthop Traumatol **7**: 56-69.
- Johnson, S. G., D. A. Hulse, et al. (1989). "System behavior of commonly used cranial cruciate ligament reconstruction autografts." Vet Surg **18**(6): 459-65.
- Kergosien, D. H., M. D. Barnhart, et al. (2004). "Radiographic and clinical changes of the tibial tuberosity after tibial plateau leveling osteotomy." Vet Surg **33**(5): 468-74.
- Kim, S. E., A. Pozzi, et al. (2008). "Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs." Vet Surg **37**(2): 111-25.
- Kinzel, G. L., A. S. Hall, Jr., et al. (1972). "Measurement of the total motion between two body segments. I. Analytical development." J Biomech **5**(1): 93-105.
- Kirby, B. M. (1993). "Decision-making in cranial cruciate ligament ruptures." Vet Clin North Am Small Anim Pract **23**(4): 797-819.
- Komdeur, P., F. E. Pollo, et al. (2002). "Dynamic knee motion in anterior cruciate impairment: a report and case study." Proc (Bayl Univ Med Cent) **15**(3): 257-9.
- Korvick, D. L., A. L. Johnson, et al. (1994). "Surgeons' preferences in treating cranial cruciate ligament ruptures in dogs." J Am Vet Med Assoc **205**(9): 1318-24.
- Korvick, D. L., G. J. Pijanowski, et al. (1994). "Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament-deficient stifle of dogs." J Biomech **27**(1): 77-87.
- Kowaleski, M. P., D. Apelt, et al. (2005). "The effect of tibial plateau leveling osteotomy position on cranial tibial subluxation: an in vitro study." Vet Surg **34**(4): 332-6.
- KYON Veterinary Surgical Products. (2009). "KYON TTA implants and instruments." from http://www.kyon.ch/images/tta/tta_main2.jpg

- Lafaver, S., N. A. Miller, et al. (2007). "Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: surgical technique, early results, and complications in 101 dogs." Vet Surg **36**(6): 573-86.
- Lafortune, M. A., C. E. Lambert, et al. (1992). "Skin Marker Displacement at the knee joint " J Biomech **26**.
- Lazar, T. P., C. R. Berry, et al. (2005). "Long-term radiographic comparison of tibial plateau leveling osteotomy versus extracapsular stabilization for cranial cruciate ligament rupture in the dog." Vet Surg **34**(2): 133-41.
- Lee, D. V., J. E. Bertram, et al. (1999). "Acceleration and balance in trotting dogs." J Exp Biol **202**(Pt 24): 3565-73.
- Leighton, R. L. (1999). "Preferred method of repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs: a survey of ACVS diplomates specializing in canine orthopedics. American College of Veterinary Surgery." Vet Surg **28**(3): 194.
- Li, G., T. J. Gill, et al. (2002). "Biomechanical consequences of PCL deficiency in the knee under simulated muscle loads--an in vitro experimental study." J Orthop Res **20**(4): 887-92.
- Li, G., T. W. Rudy, et al. (1999). "The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL." J Biomech **32**(4): 395-400.
- Lo, J., O. Muller, et al. (2008). "Forces in anterior cruciate ligament during simulated weight-bearing flexion with anterior and internal rotational tibial load." J Biomech **41**(9): 1855-61.
- Maletsky, L. P. and B. M. Hillberry (2005). "Simulating dynamic activities using a five-axis knee simulator." J Biomech Eng **127**(1): 123-33.
- Marieb, E. N. (2005). Anatomie et physiologie, E.R.P.I, 3ième Edtn.
- Marsolais, G. S., G. Dvorak, et al. (2002). "Effects of postoperative rehabilitation on limb function after cranial cruciate ligament repair in dogs." J Am Vet Med Assoc **220**(9): 1325-30.
- McLaughlin, R. M. (2001). "Kinetic and kinematic gait analysis in dogs." Vet Clin North Am Small Anim Pract **31**(1): 193-201.
- Menschik, A. (1987). Biometrie. Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergrösse. Springer, Berlin Heidelberg New York.

- Miller, J. M., P. K. Shires, et al. (2007). "Effect of 9 mm tibial tuberosity advancement on cranial tibial translation in the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle." Vet Surg **36**(4): 335-40.
- Millis, D. L., A. Durant, et al. (2008). Long term kinematic and kinematic comparison of cruciate deficient dogs treated with tibial plateau leveling osteotomy or modified retinacular imbrication technique. 35th Annual Conference Veterinary Orthopedic Society, Big Sky, Montana.
- Moore, K. W. and R. A. Read (1996). "Rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. Part II. Diagnosis and management." Compendium of Continuing Education for the Practicing Veterinarian **18**: 381-91.
- Morris, E. and A. J. Lipowitz (2001). "Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries." J Am Vet Med Assoc **218**(3): 363-6.
- Muir, P., G. M. Schamberger, et al. (2005). "Localization of cathepsin K and tartrate-resistant acid phosphatase in synovium and cranial cruciate ligament in dogs with cruciate disease." Vet Surg **34**(3): 239-46.
- Necas, A., J. Zatloukal, et al. (2000). "Predisposition of dog breeds to rupture of the cranial cruciate ligament." ACTA Vet. Brno **69**: 305-310.
- O'Connor, B. L., D. M. Visco, et al. (1989). "Gait alterations in dogs after transection of the anterior cruciate ligament." Arthritis Rheum **32**(9): 1142-7.
- O'Connor, J., T. Shercliff, et al. (1990). Knee Ligaments: Structure, Function, Injury, and Repair, Mechanics of the knee, D. Daniel, W. Akeson and J.O'Connor Edtn, Raven Press, New York, 201-238.
- Ostermeier, S., C. Friessecke, et al. (2008). "Quadriceps force during knee extension after non-hinged and hinged TKA: an in vitro study." Acta Orthop **79**(1): 34-8.
- Ostermeier, S., C. Hurschler, et al. (2004). "Quadriceps function after TKA--an in vitro study in a knee kinematic simulator." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(3): 270-6.
- Ostermeier, S., C. Schlomach, et al. (2006). "Dynamic in vitro measurement of posterior cruciate ligament load and tibiofemoral stress after TKA in dependence on tibiofemoral slope." Clin Biomech (Bristol, Avon) **21**(5): 525-32.
- Paatsama, S. (1952). Ligament injuries of the canine stifle joint. A clinical experimental study.
- Patterson, R. H., G. K. Smith, et al. (1991). "Biomechanical stability of four cranial cruciate ligament repair techniques in the dog." Vet Surg **20**(2): 85-90.

- Pozzi, A., M. P. Kowaleski, et al. (2006). "Effect of medial meniscal release on tibial translation after tibial plateau leveling osteotomy." Vet Surg **35**(5): 486-94.
- Pugh, L., R. Mascarenhas, et al. (2009). "Current concepts in instrumented knee-laxity testing." Am J Sports Med **37**(1): 199-210.
- Read, R. A. and G. M. Robins (1982). "Deformity of the proximal tibia in dogs." Vet Rec **111**(13): 295-8.
- Reif, U. (2001). Influence of limb positioning and interobserver variation on the measurement of the tibial plateau angle (abstract). Proceeding 28th Annu Conf Vet Orthop Soc. .
- Reif, U., D. A. Hulse, et al. (2002). "Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate-deficient stifle joint: an in vitro study." Vet Surg **31**(2): 147-54.
- Rovick, J. S., J. D. Reuben, et al. (1991). "Relation between knee motion and ligament length patterns." Clin Biochem **6**: 213-220.
- Rudy, T. W., G. A. Livesay, et al. (1996). "A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments." J Biomech **29**(10): 1357-60.
- Rumph, P. F., J. E. Lander, et al. (1994). "Ground reaction force profiles from force platform gait analyses of clinically normal mesomorphic dogs at the trot." Am J Vet Res **55**(6): 756-61.
- Saleh, M. and G. Murdoch (1985). "In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment." J Bone Joint Surg Br **67**(2): 237-41.
- Scavelli, T. D., S. C. Schrader, et al. (1990). "Partial rupture of the cranial cruciate ligament of the stifle in dogs: 25 cases (1982-1988)." J Am Vet Med Assoc **196**(7): 1135-8.
- Schaefer, S. L., C. E. DeCamp, et al. (1998). "Kinematic gait analysis of hind limb symmetry in dogs at the trot." Am J Vet Res **59**(6): 680-5.
- Schwandt, C. S., A. Bohorquez-Vanelli, et al. (2006). "Angle between the patellar ligament and tibial plateau in dogs with partial rupture of the cranial cruciate ligament." Am J Vet Res **67**(11): 1855-60.
- Shahar, R. and L. Banks-Sills (2002). "Biomechanical analysis of the canine hind limb: calculation of forces during three-legged stance." Vet J **163**(3): 240-50.
- Shahar, R. and L. Banks-Sills (2004). "A quasi-static three-dimensional, mathematical, three-body segment model of the canine knee." J Biomech **37**(12): 1849-59.
- Shahar, R., L. Banks-Sills, et al. (2003). "Stress and strain distribution in the intact canine femur: finite element analysis." Med Eng Phys **25**(5): 387-95.

- Shahar, R. and J. Milgram (2001). "Morphometric and anatomic study of the hind limb of a dog." Am J Vet Res **62**(6): 928-33.
- Shefelbine, S. J., C. B. Ma, et al. (2006). "MRI analysis of in vivo meniscal and tibiofemoral kinematics in ACL-deficient and normal knees." J Orthop Res **24**(6): 1208-17.
- Shires, P. K. (1993). "Intracapsular repairs for cranial cruciate ligament ruptures." Vet Clin North Am Small Anim Pract **23**(4): 761-76.
- Slocum, B. and T. Devine (1983). "Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle." J Am Vet Med Assoc **183**(4): 456-9.
- Slocum, B. and T. Devine (1984). "Cranial tibial wedge osteotomy: a technique for eliminating cranial tibial thrust in cranial cruciate ligament repair." J Am Vet Med Assoc **184**(5): 564-9.
- Slocum, B. and T. Devine (1998). Algorithm for diagnosis and treatment of the stifle for cranial cruciate ligament rupture. Baltimore, MD, Williams & Wilkins, Bojrab MJ, Current Techniques in Small Animal Surgery.
- Slocum, B. and T. D. Slocum (1993). "Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine." Vet Clin North Am Small Anim Pract **23**(4): 777-95.
- Smith, G. K. and J. S. Torg (1985). "Fibular head transposition for repair of cruciate-deficient stifle in the dog." J Am Vet Med Assoc **187**(4): 375-83.
- Stead, A. C., A. A. Amis, et al. (1991). "Use of polyester fibre as a prothetic cranial cruciate ligament in small animals." Journal of Small Animal Practice **32**: 448-54.
- Stukenborg-Colsman, C., S. Ostermeier, et al. (2002). "Relative motion of a mobile bearing inlay after total knee arthroplasty--dynamic in vitro study." Clin Biomech (Bristol, Avon) **17**(1): 49-55.
- Talaat, M. B., M. P. Kowaleski, et al. (2006). "Combination tibial plateau leveling osteotomy and cranial closing wedge osteotomy of the tibia for the treatment of cranial cruciate ligament-deficient stifles with excessive tibial plateau angle." Vet Surg **35**(8): 729-39.
- Tapper, J. E., S. Fukushima, et al. (2006). "Dynamic in vivo kinematics of the intact ovine stifle joint." J Orthop Res **24**(4): 782-92.
- Tashman, S. and W. Anderst (2003). "In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency." J Biomech Eng **125**(2): 238-45.

- Tashman, S., W. Anderst, et al. (2004). "Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: serial changes over two years." J Orthop Res **22**(5): 931-41.
- Tepic, S., P. M. Montavon, et al. (2002). Biomechanics of the stifle joint. Proceedings, 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, Germany, pp 189 -190 (abstract).
- van Houtem, M., R. Clough, et al. (2006). "Validation of the soft tissue restraints in a force-controlled knee simulator." Proc Inst Mech Eng [H] **220**(3): 449-56.
- Vasseur, P. B. (1984). "Clinical results following nonoperative management for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs." Vet Surg **13**: 243-246.
- Vasseur, P. B. (2003). Stifle joint. Stifle joint Textbook of small animal surgery, 3rd Edtn. WB Saunders, Philadelphia, 2003.
- Vasseur, P. B. and S. P. Arnoczky (1981). "Collateral ligaments of the canine stifle joint: anatomic and functional analysis." Am J Vet Res **42**(7): 1133-7.
- Vasseur, P. B. and C. R. Berry (1992). "Progression of stifle osteoarthritis following reconstruction of the CCL in 21 dogs." J Am Anim Hosp Assoc **28**.
- Vasseur, P. B., R. R. Pool, et al. (1985). "Correlative biomechanical and histologic study of the cranial cruciate ligament in dogs." Am J Vet Res **46**(9): 1842-54.
- Voss, K., J. Imhof, et al. (2007). "Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness." Vet Comp Orthop Traumatol **20**(4): 299-304.
- Walker, P. S., G. W. Blunn, et al. (1997). "A knee simulating machine for performance evaluation of total knee replacements." J Biomech **30**(1): 83-9.
- Walker, P. S. and H. Haider (2003). "Characterizing the motion of total knee replacements in laboratory tests." Clin Orthop Relat Res(410): 54-68.
- Warzee, C. C., L. M. Dejardin, et al. (2001). "Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study." Vet Surg **30**(3): 278-86.
- Watt, P. R., S. M. Sommerlad, et al. (2000). Tibial wedge osteotomy for treatment of cranial cruciate rupture. Proceedings of 10th Annual ACVS Veterinary Symposium.
- Wentink, G. H. (1977). "Biokinetic analysis of hind limb movements of the dog." Anat Embryol (Berl) **151**(2): 171-81.
- Wexler, G., D. E. Hurwitz, et al. (1998). "Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time." Clin Orthop Relat Res(348): 166-75.

- Whitehair, J. G., P. B. Vasseur, et al. (1993). "Epidemiology of cranial cruciate ligament rupture in dogs." J Am Vet Med Assoc **203**(7): 1016-9.
- Whitney, W. O. and J. Chandler (2002). "Arthroscopic assisted tibial plateau leveling osteotomy for treatment of partial cranial cruciate rupture: 41 cases." Proceedings of 12th Annual ACVS Veterinary Symposium.
- Wilke, V. L., D. A. Robinson, et al. (2005). "Estimate of the annual economic impact of treatment of cranial cruciate ligament injury in dogs in the United States." J Am Vet Med Assoc **227**(10): 1604-7.
- Wilson, D. R., J. D. Feikes, et al. (2000). "The components of passive knee movement are coupled to flexion angle." J Biomech **33**(4): 465-73.
- Wingfield, C., A. A. Amis, et al. (2000). "Cranial cruciate stability in the rottweiler and racing greyhound: an in vitro study." J Small Anim Pract **41**(5): 193-7.
- Witzel, U. (1997). "Considerations on the biomechanics of the knee joint with regard to ligament reconstruction, especially with a polyethylene-terephthalate alloplastic ligament (Trevira ligament)." Ligaments and Ligamentoplasties: L.H. Yahia, Edtn ,Heidelberg, Springer Verlag, Germany, 227-243.
- Wu, G. and P. R. Cavanagh (1995). "ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data." J Biomech **28**(10): 1257-61.
- You, B. M., P. Siy, et al. (2001). "In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics." IEEE Trans Med Imaging **20**(6): 514-25.
- Zatloukal, J., A. Necas, et al. (2000). "Measuring Cranio-caudale instability in stifle joints of dogs using stress radiographs." ACTA Vet. Brno **69**: 311-317.
- Zavatsky, A. B. (1997). "A kinematic-freedom analysis of a flexed-knee-stance testing rig." J Biomech **30**(3): 277-80.
- Zhang, L. Q., R. G. Shiavi, et al. (2003). "Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion-compensatory mechanism." Gait Posture **17**(1): 34-42.
- Zhao, D., H. Sakoda, et al. (2008). "Predicting knee replacement damage in a simulator machine using a computational model with a consistent wear factor." J Biomech Eng **130**(1): 011004.