ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAITRISE EN GÉNIE

M.Ing.

PAR
Julien CLÉMENT

CONCEPTION ET VALIDATION D'UN MONTAGE EXPÉRIMENTAL SIMULANT LA PHASE D'APPUI DU MEMBRE PELVIEN CANIN

MONTRÉAL, LE 18 DÉCEMBRE 2009

© Clément Julien, 2009

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE

Mme. Hagemeister Nicola, directrice de mémoire
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Petit Yvan, codirecteur de mémoire
Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. de Guise Jacques, président du jury
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme. Perié-Curnier Delphine, examinateur externe
Génie mécanique à l'École polytechnique de Montréal

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 16 DÉCEMBRE 2009

A L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

AVANT-PROPOS

Il est important de garder à l'esprit, avant d'entamer la lecture de ce document, que le projet de maîtrise dont il est question ici a été réalisé en collaboration avec Emna Jaafar, également étudiante à la maîtrise à l'École de technologie supérieure de Montréal.

Les travaux dont j'ai eu la charge au cours de mon projet de maîtrise ont consisté à élaborer un montage expérimental inédit, basé sur des calculs cinématiques et statiques théoriques réalisés par mes soins. Les travaux effectués par Emna Jaafar au cours de son projet de maîtrise ont quant à eux consisté à valider le montage expérimental une fois ce dernier mis au point. Tel que je le mentionne dans le présent document, cette phase de validation n'a été que partiellement abordée au cours de mes travaux.

Pour finir, des contraintes académiques sont à l'origine du fait que mon mémoire ait été déposé près de deux sessions après celui d'Emna Jaafar, malgré le fait que mes travaux aient précédé les siens.

REMERCIEMENTS

Avant toutes choses, je souhaiterais remercier mes directeurs de recherche qui m'ont épaulé tout au long de mon projet de maîtrise.

Un grand merci à toi Nicola Hagemeister d'avoir accepté de m'intégrer au sein de ce projet si stimulant. Ces deux années passées sous ta direction m'ont énormément apporté. Tu as toujours été présente lorsque j'en avais besoin, et tu as toujours été attentive à mes préoccupations. Les discussions que nous avons entretenues au cours de cette relation, et en particulier les plus « animées », m'ont fait considérablement mûrir. Merci de m'avoir fait découvrir ce monde qu'est la recherche scientifique. C'est un peu grâce à toi si, d'un stage qui aurait dû durer seulement six mois, je me retrouve ici depuis plus de trois ans maintenant ; et l'aventure est loin d'être terminée.

Un grand merci à toi Yvan Petit. Tu as été d'un soutien indispensable tout au long de mon projet de maîtrise. Sans tes connaissances en mécanique et ton grand sens pratique, je me demande bien où en serait notre montage expérimental à l'heure actuelle. Merci également pour ta présence et ta convivialité. Mon expérience au laboratoire n'aurait pas été la même si tu n'avais pas été là. Merci enfin pour tous ces moments de détente que tu nous a gracieusement offert. Ils resteront à jamais gravés dans ma mémoire.

Un grand merci à toi aussi Bertrand Lussier. Tu n'es rien de moins que le savant « un peu fou » à l'origine de ce formidable projet. Nos rencontres au cours de ces deux dernières années auront été brèves, mais au combien enrichissantes. Ton expertise vétérinaire aura été d'une aide précieuse lors de l'élaboration de notre montage expérimental. Merci également pour les cours d'anatomie et de chirurgie canines que tu m'as offerts. Ta joie de vivre et ton dynamisme auront apporté cette petite touche « épicée » à mon expérience de recherche.

Merci beaucoup à toi Emna Jaafar. Notre collaboration dans ce projet n'a peut-être pas toujours été facile, mais je suis fier aujourd'hui de pouvoir dire qu'elle a finalement bien

fonctionnée. Nous avons réussi, en combinant nos forces et qualités respectives, à mener ce projet à terme et à construire un montage unique en son genre. Merci pour ta présence, ta patience et ta gaieté.

Un merci tout particulier à Annie Levasseur. Ton aide au cours de mes diverses expériences s'est avérée extrêmement précieuse. Il aurait été tout bonnement impossible de mener à bien mes essais sans que tu ne sois à mes côtés pour m'assister. Merci pour ta présence. Tu étais toujours là à la moindre difficulté, et toujours partante pour une petite discussion. Merci enfin pour m'avoir fait découvrir ton sport favori, j'espère que l'on y jouera ensemble un jour.

Un grand merci à Gerald Parent. Tu as toujours été disponible lorsque j'en avais besoin. Tes grandes connaissances en cinématique et en changement de repères auront été d'une aide inestimable. Il aurait été bien difficile d'exploiter toutes mes données expérimentales sans toi. Merci pour tout cela.

J'aimerais également remercier les différents membres du LIO de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal que sont Dominic Boisclair, Yan Bourgeois, Fanny Canet, Jérémie Ménard, Jaëlle Tremblay, Kajsa Duke, et Mathieu Dansereau, pour leur présence, leur dynamisme et leur amitié.

Avant de conclure, je souhaiterais remercier du fond du cœur ma famille, et tout particulièrement mon père Daniel Clément, et ma femme Laurence Marck, sans qui je ne serais certainement pas ici aujourd'hui. Merci à vous deux, je vous aime profondément. Vous avez toujours été présents pour moi, dans les moments de joie, comme dans les moments de détresse. Merci pour votre soutien, vous représentez beaucoup pour moi.

Finalement, un grand merci à Eliott Clément qui vient de changer ma vie. Tu es mon rayon de soleil, et je ferai tout mon possible pour te guider au mieux dans la vie.

CONCEPTION ET VALIDATION D'UN MONTAGE EXPÉRIMENTAL SIMULANT LA PHASE D'APPUI DU MEMBRE PELVIEN CANIN

Julien CLÉMENT

RÉSUMÉ

La rupture du ligament croisé crânial (RLCCr) est le trouble orthopédique affectant le plus couramment le genou canin. La RLCCr modifie la cinématique et les charges internes du genou, et entraine une dégradation rapide de l'articulation. Or, il n'existe actuellement aucun montage dynamique capable de reproduire la cinématique 3D du genou canin. La majorité des études cinématiques *in vitro* ont en effet été réalisées en 2D sous de faibles charges statiques. Notre objectif est donc de concevoir un montage expérimental simulant, au cours de la phase d'appui au trot, la cinématique 3D d'un membre pelvien placé sous des conditions quasi-physiologiques.

Un modèle théorique du membre pelvien a été développé pour calculer les déplacements relatifs de ses os. Un montage expérimental a été construit à partir de ce modèle. La reproductibilité des résultats obtenus grâce au montage a été évaluée en simulant 15 phases d'appui au trot sur une paire de membres pelviens. La fiabilité des résultats a quant à elle été évaluée en simulant trois phases d'appui sur la même paire de membres, avant et après RLCCr, puis en les comparant aux courbes *in vivo* présentées dans la littérature.

Les données cinématiques 3D enregistrées lors des 15 simulations révèlent une variabilité moyenne inférieure à 1,5° et 2 mm pour les trois rotations et translations du genou respectivement. La cinématique 3D enregistrée au cours des trois simulations des genoux sains et lésés est similaire à celle recueillie dans la littérature *in vivo*. La RLCCr entraine une augmentation de 12 mm en translation crâniale et de 5° en rotation interne.

Les résultats montrent que le montage expérimental permet d'obtenir une cinématique 3D reproductible et fiable. À terme, ce montage permettra de comparer différentes techniques chirurgicales utilisées pour pallier à la RLCCr, d'analyser l'influence de l'ostéoarthrose, ou encore d'étudier diverses prothèses de genou.

Mots clefs : chien, genou, rupture du ligament croisé crânial, *in vitro*, cinématique 3D.

DESIGN AND VALIDATION OF AN EXPERIMENTAL DEVICE SIMULATING THE STANCE PHASE OF THE CANINE HINDLIMB

Julien CLÉMENT

ABSTRACT

Rupture of the cranial cruciate ligament (RCCL) is the most common orthopedic disorder afflicting dogs. It modifies kinematics and internal loads of the stifle, and leads to quick deterioration of the joint. Yet, there is currently no dynamic device able to reproduce the 3D kinematics of an canine stifle. Indeed, most *in vitro* kinematic studies were made in 2D under low static loads. Our goal is to design an experimental device simulating the 3D kinematics, during stance phase of trot, of an canine hindlimb under near physiologic conditions.

A theoretical model of the canine hindlimb was developed in order to calculate relative movements of bones. An experimental device was built from this model. Variability of the results obtained with the experimental device was estimated by simulating 15 stance phases on a pair of hindlimbs. Reliability of the results was estimated by simulating three stance phases on the same pair of hindlimbs, before and after RCCL, and comparing them with *in vivo* curves described in the literature.

3D kinematic data recorded during 15 simulations highlight average variability lower than 1,5° and 2 mm for the three rotations and translations of the stifle respectively. 3D kinematics collected on tested intact and dissected stifles are similar to those described in the literature. RCCL involves an increase of 12 mm in cranial translation and 5° in internal rotation.

Results show that the device generates reproducible and reliable 3D kinematics. Finally, this device will allow to compare various surgical reconstruction techniques used to mitigate the RCCL, to analyze the influence of the osteoarthritis, or to study several prosthesis of canine stifle.

Keywords: dog, stifle, rupture of the cranial cruciate ligament, *in vitro*, 3D kinematics.

TABLE DES MATIÈRES

Page

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE 4
1.1 Anatomie du membre pelvien 4
1.1.1 Généralités 4
1.1.2 Les os du membre pelvien 5
1.1.2.1 La hanche 6
1.1.2.2 Le fémur 7
1.1.2.3 La rotule 9
1.1.2.4 Le tibia 10
1.1.2.5 Le tarse, les métatarses et les phalanges 12
1.1.3 Les articulations du membre pelvien 13
1.1.3.1 La hanche 13
1.1.3.2 Le genou 14
1.1.3.3 La cheville 18
1.1.4 Les muscles du membre pelvien 18
1.2 Cinématique et cinétique *in vivo* du membre pelvien 20
1.2.1 Définitions 20
1.2.2 Les repères anatomiques 20
1.2.2.1 Les repères anatomiques de Grood et Suntay 21
1.2.2.2 Les repères anatomiques de Tashman et Anderst 24
1.2.2.3 Les repères anatomiques de Shahar et Banks-Sills 25
1.2.3 Les études cinématiques *in vivo* 26
1.2.3.1 Les données 2D 28
1.2.3.2 Les données 3D 31
1.2.4 Les études cinétiques *in vivo* 33
1.2.5 Les données spatio-temporelles 35
1.2.6 Récapitulatif 36
1.3 Cinématique et cinétique *in vitro* du membre pelvien 36
1.3.1 Les montages statiques et quasi-statiques 38
1.3.2 Les montages dynamiques 40
1.3.3 Récapitulatif 41

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE 42
2.1 Problématique 42
2.2 Hypothèses de travail 43
2.3 But de l'étude 43

CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE 45
3.1 Montage expérimental 45
3.2 Analyse cinématique du membre pelvien 48
3.2.1 Modèle théorique 48

3.2.1.1 Choix et modélisation des solides 49
3.2.1.2 Schéma cinématique 3D 51
3.2.1.3 Schéma cinématique 2D et paramétrage des liaisons 52
3.2.1.4 Graphe des liaisons et changement de repère 55
3.2.2 Calculs cinématiques 57
3.2.3 Validation des calculs cinématiques 57
3.3 Analyse statique du membre pelvien 59
3.4 Protocole expérimental 60
3.4.1 Choix des spécimens cadavériques 60
3.4.2 Préparation des spécimens cadavériques 60
3.4.3 Modélisation 3D des spécimens cadavériques 63
3.4.4 Installation des spécimens cadavériques 65
3.4.5 Acquisition et traitement des données cinématiques 66
3.5 Essais expérimentaux 68
3.5.1 Reproductibilité et fiabilité du système de centrage 68
3.5.2 Reproductibilité et fiabilité du montage expérimental 70
3.5.3 Influence de la longueur des os 71

CHAPITRE 4 RÉSULTATS 72
4.1 Calculs cinématiques 72
4.1.1 Mise en place du système d'équations 72
4.1.2 Résolution du système d'équations 76
4.1.3 Calculs des déplacements angulaires et linéaires 81
4.1.4 Validation des calculs cinématiques 84
4.2 Calculs statiques 86
4.3 Mesures réalisées sous VodK 87
4.4 Reproductibilité et fiabilité du système de centrage 88
4.5 Reproductibilité et fiabilité du montage expérimental 89
4.5.1 Reproductibilité 89
4.5.2 Fiabilité 91
4.6 Influence de la longueur des os 99

CHAPITRE 5 DISCUSSION 102
5.1 Introduction 102
5.2 Validation des calculs cinématiques 103
5.3 Mesures réalisées sous VodK 104
5.4 Essais expérimentaux 105
5.4.1 Reproductibilité et fiabilité du système de centrage 105
5.4.1.1 Centrage et alignement du fémur 105
5.4.1.2 Centrage et alignement du tibia 106
5.4.2 Reproductibilité et fiabilité du montage expérimental 107
5.4.2.1 Reproductibilité 107
5.4.2.2 Le cas du genou droit #2 107
5.4.2.3 Fiabilité 108
5.4.3 Influence de la longueur des os 110

5.5 Limites de l'étude 110

CHAPITRE 6 RECOMMANDATIONS 113
6.1 Montage expérimental 113
6.2 Protocole expérimental 114
6.2.1 Le sectionnement des os 114
6.2.2 Le système de centrage 114
6.2.3 La traction des quadriceps 114
6.2.4 Les cycles de conditionnement 115
6.2.5 Le programme de commande des moteurs 115
6.3 Les membres pelviens 116

CONCLUSION 117

ANNEXE I LES PRINCIPAUX MUSCLES ACTIONNANT LES ARTICULATIONS DE LA HANCHE ET DU GENOU 118

ANNEXE II RÉCAPITULATIF DES ÉTUDES CINÉMATIQUES ET CINÉTIQUES *IN VIVO* DU MEMBRE PELVIEN 119

ANNEXE III RÉCAPITULATIF DES ÉTUDES CINÉMATIQUES ET CINÉTIQUES *IN VITRO* DU MEMBRE PELVIEN 121

BIBLIOGRAPHIE 122

LISTE DES TABLEAUX

Page

Tableau 1.1 Les principaux muscles de la hanche et du genou 19

Tableau 4.1 Évolution des angles et des vitesses des articulations du membre pelvien au cours d'une foulée au trot 80

Tableau 4.2 Évolution des déplacements angulaire et linéaires du membre pelvien au cours d'une foulée au trot 84

Tableau 4.3 Mesures anatomiques réalisées à l'aide du logiciel VodK 87

Tableau 4.4 Centrage et alignement du fémur et du tibia des membres #1 dans les tuyaux 88

Tableau 4.5 Cinématique 3D moyenne des 12 essais enregistrés sur le genou droit #2 90

Tableau 4.6 Cinématique 3D moyenne des 15 essais enregistrés sur le genou gauche #2 90

Tableau 4.7 Cinématique 3D moyenne des 15 essais enregistrés sur le genou droit #3 100

Tableau 4.8 Cinématique 3D moyenne des 15 essais enregistrés sur le genou gauche #3 100

LISTE DES FIGURES

Page

Figure 1.1 Orientations anatomiques chez le chien. 5

Figure 1.2 Vues latérale (A) et crâniale (B) des os du membre pelvien 6

Figure 1.3 Vue latérale de l'os de la hanche 7

Figure 1.4 Vues crâniale (A) et caudale (B) du fémur. 8

Figure 1.5 Vues crâniale (A) et latérale (B) du tibia. 11

Figure 1.6 Vues crâniale (A) et latérale (B) des os du tarse et de la cheville 12

Figure 1.7 Vue ventrale de la hanche. 14

Figure 1.8 Schéma des six degrés de liberté du genou. 15

Figure 1.9 Vue latérale du genou 16

Figure 1.10 Vues caudale (A) et crâniale (B) du genou. 17

Figure 1.11 Repère anatomique du fémur selon Grood et Suntay (1983). 21

Figure 1.12 Repère anatomique du tibia selon Grood et Suntay (1983). 22

Figure 1.13 Cinématique 3D du genou selon la méthode décrite par Grood et Suntay (1983). 23

Figure 1.14 Repère anatomique du tibia selon Tashman et Anderst (2003). 24

Figure 1.15 Repères anatomiques du fémur et du tibia selon Shahar et Banks-Sills (2004). 26

Figure 1.16 Analyse cinématique 2D du membre pelvien réalisée à l'aide de marqueurs cutanés. 27

Figure 1.17 Flexion-extension de la hanche au cours d'une foulée au trot. 30

Figure 1.18 Flexion-extension du genou au cours d'une foulée au trot. 30

Figure 1.19 Évolution des trois rotations du genou au cours d'une foulée au trot d'après l'étude de Korvick (1994). 32

Figure 1.20 Évolution des trois translations du genou au cours d'une foulée au trot d'après l'étude de Korvick (1994). 32

Figure 1.21 Évolution des FRS verticales au cours de la phase d'appui au trot du membre pelvien. 35

Figure 1.22 Photographie et schéma du montage expérimental utilisé par Warzee et son équipe. 39

Figure 1.23 Schéma du montage expérimental « Oxford Rig ». 41

Figure 3.1 Modélisation numérique du montage expérimental (Catia V5 software, IBM corp. USA). 45

Figure 3.2 Articulations artificielles de la cheville (A) et de la hanche (B) (Catia V5 software, IBM corp. USA). 46

Figure 3.3 Modèle théorique du membre pelvien. 49

Figure 3.4 Schéma cinématique 3D du membre pelvien. 52

Figure 3.5 Schéma cinématique et paramétrage du modèle théorique 2D. 53

Figure 3.6 Schéma cinématique et paramétrage du modèle théorique 2D (suite). 54

Figure 3.7 Graphe des liaisons du modèle théorique 2D. 55

Figure 3.8 Figure de changement de repères. 56

Figure 3.9 Simulation de la phase d'appui sous MSC.Software-ADAMS/view® : flexion de la cheville (a) et translation caudale du tarse (b). 58

Figure 3.10 Système de centrage (A) et alignement du fémur (B) (Catia V5 software, IBM corp. USA). 61

Figure 3.11 Images réelle (A) et numérique (B) de membres pelviens gauche et droit prêts à être testés. 62

Figure 3.12 Approximations du centre de la tête (A) et des condyles (B) du fémur, ainsi que des malléoles (C) et des condyles (D) du tibia (VodK). 64

Figure 3.13 Repères anatomiques du fémur (A) et du tibia (B) repérage des diodes optoélectroniques (VodK). 64

Figure 3.14 Membre pelvien installé dans le montage avec le ridoir (A), les corps rigides (B) et la charge de 45 % BW (C). 66

Figure 3.15 Calculs des matrices de transformation permettant d'obtenir la cinématique 3D du genou. 68

Figure 3.16 Mesures effectuées sur une vue de face d'un fémur installé dans le système de centrage. 69

Figure 4.1 Torseur cinématique en colonnes. 72

Figure 4.2 Torseur cinématique en lignes. 73

Figure 4.3 Courbe de flexion-extension moyenne de la hanche et approximation polynômiale d'ordre six. 77

Figure 4.4 Courbe de flexion-extension moyenne du genou et approximation polynômiale d'ordre six. 77

Figure 4.5 Position initiale du modèle théorique du membre pelvien. 83

Figure 4.6 Validation des calculs cinématiques effectuée sous MSC.Software-ADAMS/view®. 85

Figure 4.7 DCL global du montage expérimental (Catia V5 software, IBM corp. USA). 86

Figure 4.8 Évolution des angles de flexion-extension moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 92

Figure 4.9 Évolution des angles de flexion-extension moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 92

Figure 4.10 Évolution des angles d'abduction-adduction moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 93

Figure 4.11 Évolution des angles d'abduction-adduction moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 93

Figure 4.12 Évolution des angles de rotation interne-externe moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 94

Figure 4.13 Évolution des angles de rotation interne-externe moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 94

Figure 4.14 Évolution des angles de translation crânio-caudale moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 95

Figure 4.15 Évolution des angles de translation crânio-caudale moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 95

Figure 4.16 Évolution des angles de translation médio-latérale moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 96

Figure 4.17 Évolution des angles de translation médio-latérale moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 96

Figure 4.18 Évolution des angles de translation proximo-distale moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 97

Figure 4.19 Évolution des angles de translation proximo-distale moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA. 97

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Deux dimensions ; Bidimensionnel(le)(s)
3D	Trois dimensions ; Tridimensionnel(le)(s)
ABS	Acrylonitrile butadiène styrène
BW	Poids du corps (body weight)
CICD	Crête iliaque crâniale dorsale
CICV	Crête iliaque crâniale ventrale
DCL	Diagramme des corps libres
DDL	Degré(s) de liberté
FRS	Force(s) de réaction au sol
LCCr	Ligament croisé crânial
LCCa	Ligament croisé caudal
LCL	Ligament collatéral latéral
LCM	Ligament collatéral médial
MM	Méniscectomie médiale
OA	Ostéoarthrose ; Ostéoarthrosique
PVC	Polychlorure de vinyle (polyvinyl chloride)
PFV	Pic de force(s) verticale(s)
RLCCr	Rupture du ligament croisé crânial
TCC	Translation crânio-caudale
TML	Translation médio-latérale
TPD	Translation proximo-distale
TPLO	Nivellement du plateau tibial (tibial plateau leveling osteotomy)
TTA	Avancement de la tubérosité tibiale (tibial tuberosity advancement)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	Degré (unité d'angle plan)
°/s	Degré par seconde (unité de vitesse de rotation)
°C	Degré Celsius (unité de chaleur)
%	Pourcentage (unité adimensionnelle)
±	Plus ou moins (symbole mathématique)
<	Strictement inférieur à (symbole mathématique)
~	Approximativement, équivalent à (symbole mathématique)
Ø	Diamètre (symbole géométrique)
kg	Kilogramme (unité de masse)
kV	Kilovolt (unité de tension électrique)
Hz	Hertz (unité de fréquence)
mA	Milliampère (unité d'intensité électrique)
mm	Millimètre (unité de longueur)
µm	Micromètre (unité de longueur)
m/s	Mètre par seconde (unité de vitesse)
N	Newton (unité de force)
Nm	Newton mètre (unité de moment)
s	Seconde (unité de temps)

INTRODUCTION

La rupture du ligament croisé crânial (RLCCr) est le trouble orthopédique le plus fréquemment rencontré chez le chien, ainsi qu'une des causes de boiteries les plus courantes (Conzemius et al., 2005; Hayashi, Manley et Muir, 2004; Innes et al., 2000; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Lee et al., 2007; Warzee et al., 2001). En outre, il s'avère qu'il a été dépensé, en 2003 aux États-Unis, plus de 1,3 milliard de dollars en frais de traitements pour soigner des chiens souffrant d'une RLCCr (Wilke et al., 2005).

Le LCCr revêt un rôle fondamental pour le genou canin, puisqu'il constitue un de ses stabilisateurs primaires (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Lee et al., 2007; Tashman et al., 2004). La RLCCr entraine ainsi une instabilité au niveau du genou affecté, se traduisant par des mouvements et des charges internes non physiologiques (Boyd et al., 2000; Innes et al., 2000; Vilensky et al., 1994). Cette instabilité biomécanique dégrade progressivement l'articulation et mène invariablement à l'apparition d'ostéoarthrose (OA) (Havig et al., 2007; Hayashi, Manley et Muir, 2004; Lee et al., 2007). Les dégâts provoqués par l'OA étant irrémédiables, les vétérinaires préconisent généralement un traitement chirurgical aux chiens souffrant d'une RLCCr (Innes et al., 2000; Vilensky et al., 1997; Wilke et al., 2005).

Des dizaines de techniques chirurgicales ont été développées au cours des 40 dernières années. Bien que distinctes, elles ont toutes pour objectifs de pallier à l'instabilité du genou, de restaurer la cinématique normale de l'articulation, et de stopper la progression de l'OA (Warzee et al., 2001). Malheureusement, aucune d'entre elles ne semble réellement efficace à long terme (Lee et al., 2007; Moore et Read, 1995; Vasseur et Berry, 1992). Il existe donc aujourd'hui une grande controverse parmi les vétérinaires quant à la technique chirurgicale idéale à utiliser en cas de RLCCr (Aragon et Budsberg, 2005; Chailleux et al., 2007; Conzemius et al., 2005; Kim et al., 2008). Cette absence de consensus est principalement reliée au faible nombre d'études publiées au cours des 20 dernières années, tant sur l'efficacité des différentes techniques chirurgicales que sur le comportement même d'un genou sain (Clements et al., 2005; Gillette et Angle, 2008; Kim, Rietdyk et Breur, 2008).

Les quelques études *in vivo* ayant rapporté la cinématique et la cinétique du membre pelvien canin ont pour la plupart été réalisées en deux dimensions (2D) (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Kim, Rietdyk et Breur, 2008; Lee et al., 2007; Schaefer et al., 1998). Or, bien qu'elles aient été menées à l'aide d'outils de mesure objectifs, précis et valides, il n'en reste pas moins que ces études ne considèrent pas l'articulation du genou dans toute sa complexité (Bockstahler et al., 2007; Gillette et Angle, 2008; Saleh et Murdoch, 1985; Wexler et al., 1998). En effet, réaliser une étude en 2D revient à supposer que les mouvements du genou n'interviennent que dans un seul plan. Or, tel que l'indiquent Grood et Suntay (1983), la plupart des articulations bougent dans les trois dimensions (3D) de l'espace. Il est donc essentiel d'analyser la cinématique tridimensionnelle (3D) du genou afin d'en cerner tout le fonctionnement (Hagemeister, 2001). Ces études bidimensionnelles (2D) souffrent en outre d'imprécisions reliées au mauvais calibrage des systèmes d'acquisition, aux mouvements relatifs des marqueurs par rapport aux os, et à la faible résolution des systèmes 2D ; imprécisions que les systèmes 3D n'éprouvent pas. Pour ces raisons, l'analyse cinématique 3D est à l'heure actuelle considérée comme le « gold standard » de l'analyse du mouvement (Kim, Rietdyk et Breur, 2008; Tashman et Anderst, 2003).

À notre connaissance, seules trois études ont analysé la cinématique 3D *in vivo* de genoux canins sains ou présentant une RLCCr (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Tashman et Anderst, 2003; Tashman et al., 2004). Reposant sur un système d'imagerie radiographique captant les mouvements de marqueurs insérés dans les os du fémur et du tibia, la méthode utilisée par l'équipe de Tashman (2003 et 2004) ne permet d'enregistrer que 60 % de la phase d'appui à la marche. La méthode employée par Korvick (1994) et son équipe est quant à elle basée sur un système enregistrant les mouvements de marqueurs directement vissés dans les os. Très invasive, cette méthode génère des douleurs au niveau des membres pelviens instrumentés, ce qui influence la démarche des chiens et augmente la variabilité des résultats.

Pour finir, nous n'avons recensé qu'un nombre restreint d'études *in vitro* s'étant intéressées au genou canin. Dans la majorité des cas, il s'agit d'études statiques 2D ou 3D plaçant les membres pelviens sous des charges non physiologiques, et ayant pour objectif d'évaluer

l'influence de techniques chirurgicales pourtant considérées comme des techniques de stabilisation dynamique (Apelt, Kowaleski et Boudrieau, 2007; Kim et al., 2009a; 2009b; Kowaleski et al., 2005; Pozzi et al., 2006; Warzee et al., 2001). À notre connaissance, une seule étude *in vitro* a analysé les mouvements dynamiques du genou, en imposant une traction au tendon des quadriceps, mais sans appliquer de charge au membre pelvien (Chailleux et al., 2007).

Ainsi, malgré le fait que les études *in vitro* soient moins dispendieuses et plus simples à réaliser que les études *in vivo*, nous croyons qu'il n'existe aujourd'hui aucun modèle *in vitro* qui soit en mesure d'évaluer de façon fiable et reproductible le fonctionnement dynamique du membre pelvien canin (Jaafar, 2009).

Forts de cet ensemble d'observations, notre objectif principal est de concevoir puis de valider un montage expérimental capable de reproduire la cinématique 3D de la phase d'appui au trot du membre pelvien canin placé sous des conditions de mise en charge quasi-physiologiques. À terme, ce montage expérimental permettra non seulement d'évaluer le fonctionnement de genoux sains ou souffrant d'une RLCCr, mais également d'apprécier l'influence de l'OA, ou encore l'efficacité réelle des techniques chirurgicales actuelles.

Afin de recueillir les données théoriques et les caractéristiques techniques nécessaires à la mise en place d'un tel montage, une revue de la littérature a été menée et est présentée au CHAPITRE 1. Suite à cela, nous exposons au CHAPITRE 2 une synthèse de la problématique ainsi qu'une liste exhaustive des hypothèses et objectifs spécifiques de l'étude. La méthodologie utilisée pour concevoir et valider le montage expérimental est quant à elle détaillée au CHAPITRE 3. Notons toutefois que la validation du montage étant largement abordée dans le mémoire d'Emna Jaafar (2009), nous n'aborderons cet aspect que de façon succincte dans le présent document. Les résultats de nos essais expérimentaux sont ensuite rapportés dans le CHAPITRE 4. Enfin, avant de conclure notre étude, les CHAPITRE 5 et CHAPITRE 6 serviront respectivement à discuter de nos résultats et à émettre certaines recommandations concernant les futurs travaux de notre équipe.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie du membre pelvien

1.1.1 Généralités

Nous pensons qu'il est nécessaire, avant de détailler le membre pelvien canin, d'apporter quelques précisions quant aux termes utilisés pour décrire son anatomie. Ces termes, pour la plupart spécifiques au domaine vétérinaire, servent à caractériser la position spatiale de membres ou d'organes par rapport au corps de l'animal, ainsi qu'à spécifier la position de protubérances osseuses ou les points d'origine et d'insertion de muscles et de tendons par rapport aux os auxquels ils appartiennent.

Ainsi, lorsqu'un chien est en position anatomique (Figure 1.1), nous parlons d'extrémité proximale d'un os lorsque cette dernière est orientée vers le corps de l'animal, et d'extrémité distale lorsqu'elle est orientée vers ses pattes. De même, nous caractérisons une insertion ligamentaire de crâniale lorsqu'elle se situe sur la partie avant de l'os, c'est-à-dire celle orientée vers le crâne de l'animal, et de caudale lorsqu'elle se situe sur sa partie arrière, c'est-à-dire celle orientée vers l'arrière-train de l'animal. Enfin, nous considérons une surface osseuse comme étant médiale lorsqu'elle est orientée vers le plan sagittal, soit vers l'intérieur du corps, et comme étant latérale lorsqu'elle est orientée à l'opposé du plan sagittal, soit vers l'extérieur du corps. Le plan sagittal est définit par le plan vertical orienté selon l'axe crânio-caudal et passant par la ligne médiane du corps.

Indispensables à toute description anatomique, ces différents termes sont illustrés sur la Figure 1.1 ci-après et sont utilisés tout au long de l'étude.

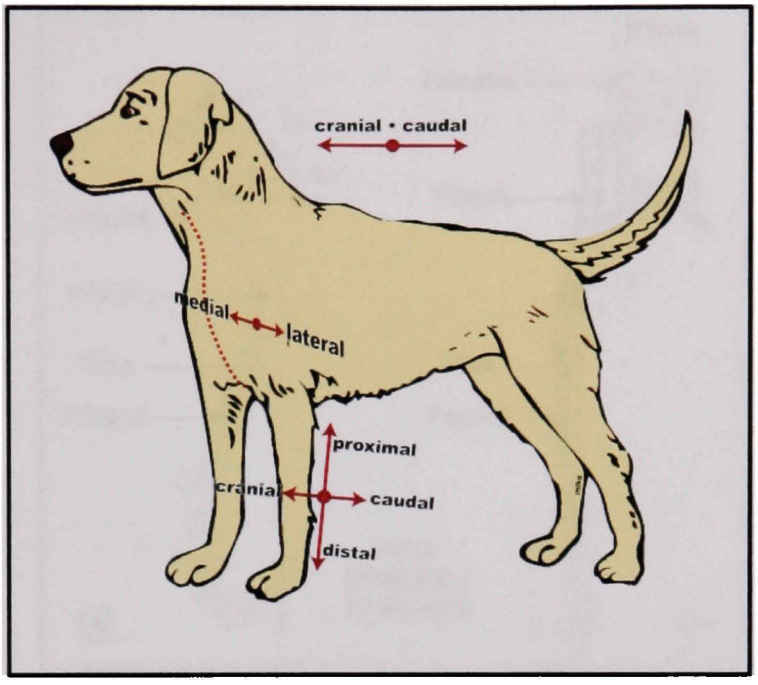


Figure 1.1 Orientations anatomiques chez le chien.
Adaptée de (Wikipedia, 2009)

1.1.2 Les os du membre pelvien

Chacun des deux membres pelviens du chien est constitué d'une hanche correspondant à la moitié de la ceinture pelvienne, d'un fémur représentant la cuisse de l'animal, d'un ensemble tibia-péroné formant sa jambe, et d'un ensemble tarse-métatarses-phalanges constituant sa patte (Figure 1.2) (Evans et Miller, 1993).

La ceinture pelvienne, ou os du pelvis, se compose des deux os de la hanche, de l'os du sacrum, ainsi que de la première vertèbre caudale (Evans et Miller, 1993). Contrairement aux autres structures du membre pelvien, l'os du pelvis n'est pas essentiel à notre étude. Il ne sera donc pas détaillé davantage.

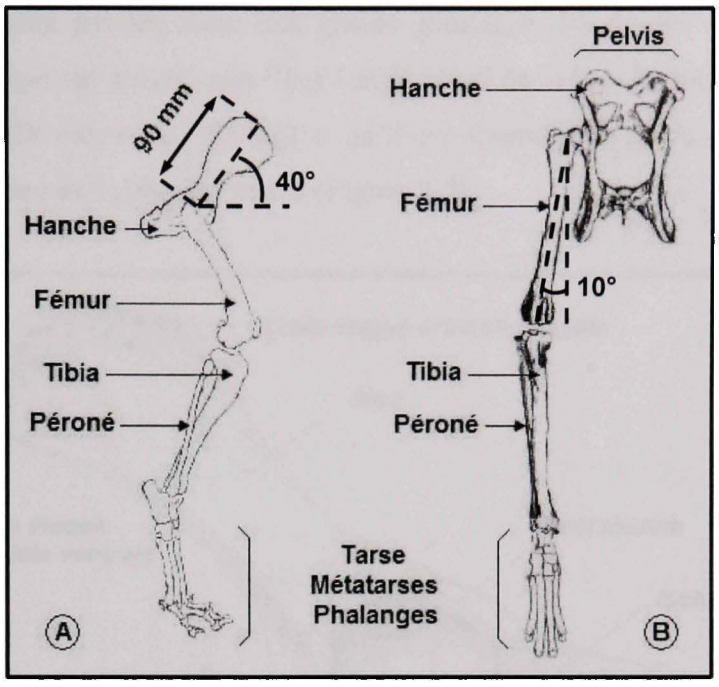


Figure 1.2 Vues latérale (A) et crâniale (B) des os du membre pelvien.
Adaptée de (Shahar et Banks-Sills, 2002, p. 242)

1.1.2.1 La hanche

La hanche est constituée de quatre os : l'ilion, l'ischion, le pubis, et l'os acétabulaire (Figure 1.3). Ces quatre os fusionnent au cours des trois premiers mois de vie de l'animal pour former une cavité circulaire, lisse et profonde, appelée cavité cotyloïde ou acétabulum. L'acétabulum reçoit alors la tête fémorale et crée ainsi l'articulation de la hanche (Figure 1.7 p. 14) (Evans et Miller, 1993).

L'ilion est le plus large et le plus crânial des os formant la hanche du chien. Il possède, entre autres, deux protubérances osseuses situées de part et d'autre de son extrémité proximale : la crête iliaque crâniale dorsale (CICD) et la crête iliaque crâniale ventrale (CICV) (Figure 1.3). Aisément identifiables, ces deux protubérances sont utilisées afin de définir l'axe longitudinal de la hanche. Cet axe, supposé parallèle au plan sagittal, passe par le centre de l'acétabulum et le point milieu du segment reliant les CICD et CICV. Ayant documenté

l'anatomie du membre pelvien avec une grande précision, les études de Shahar (2001 et 2002) et de son équipe ont montré que l'axe longitudinal de la hanche mesure près de 90 mm chez un chien de taille moyenne (~15 kg), et qu'il est orienté d'un angle de 40° par rapport à l'horizontale au milieu de la phase d'appui (Figure 1.2).

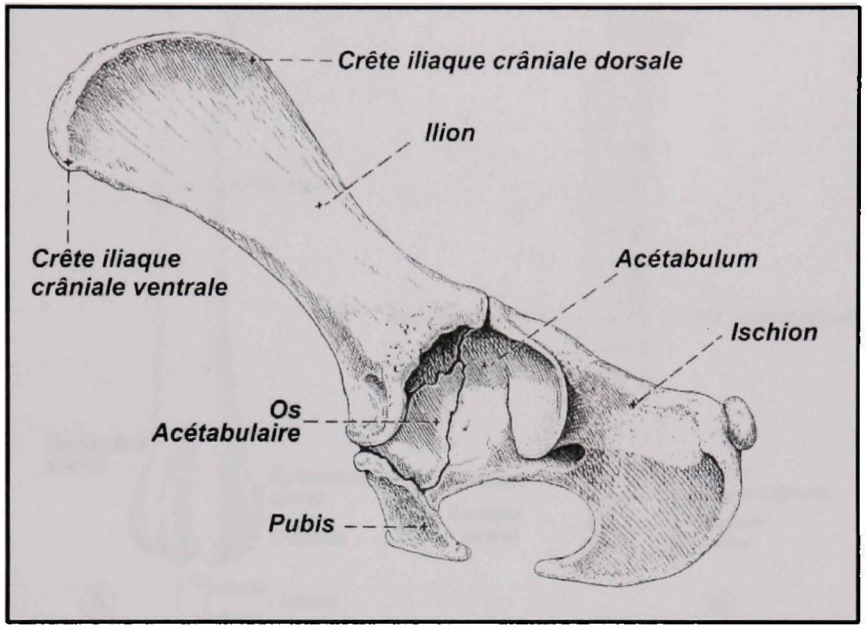


Figure 1.3 Vue latérale de l'os de la hanche.
Adaptée de (Evans et Miller, 1993, p. 199)

Les autres particularités des os de la hanche n'étant pas primordiales pour la suite de notre étude, nous n'apporterons aucune précision supplémentaire les concernant.

1.1.2.2 Le fémur

Le fémur est l'un des os les plus épais du squelette canin. Il est aussi, chez la plupart des chiens, légèrement plus court que le tibia et le péroné. Comme nous l'avons mentionné plus haut, l'extrémité proximale du fémur s'articule avec l'os de la hanche par l'intermédiaire d'une excroissance osseuse lisse et quasi-hémisphérique appelée tête fémorale (Figure 1.4). À l'opposé, l'extrémité distale du fémur s'articule avec le tibia pour former l'articulation du genou (Figure 1.9 p. 16 et Figure 1.10 p. 17) (Evans et Miller, 1993).

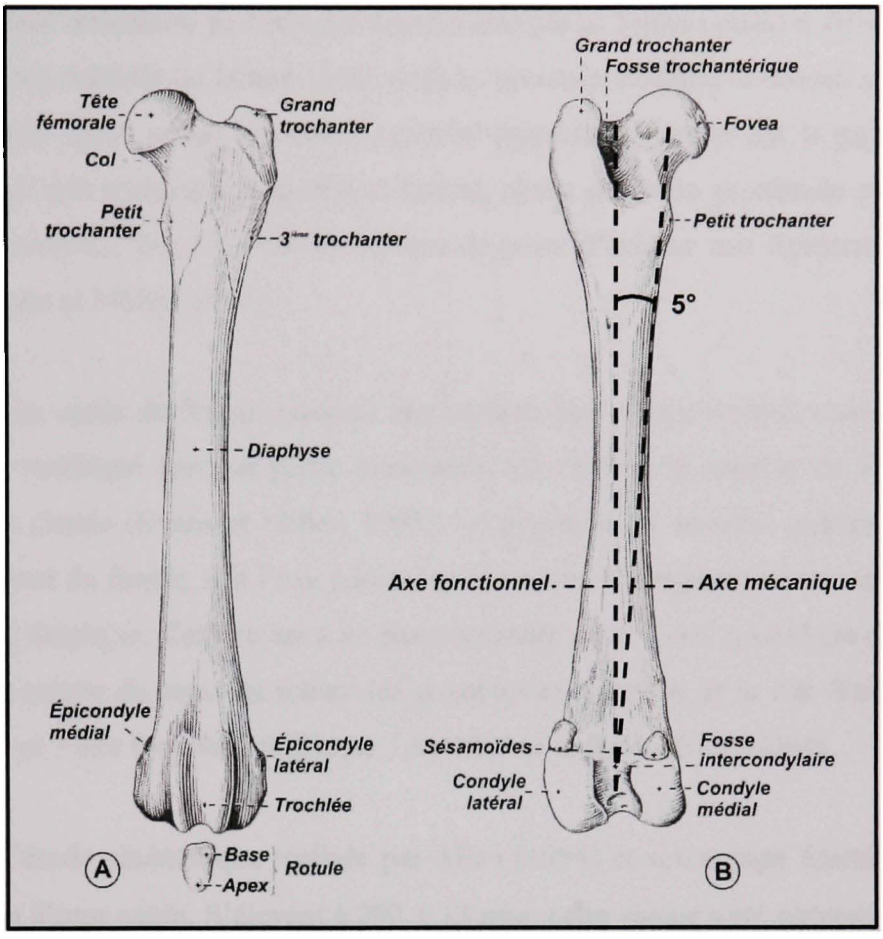


Figure 1.4 Vues crâniale (A) et caudale (B) du fémur.
Adaptée de (Evans et Miller, 1993, p. 206 et 207)

Outre la tête fémorale et le col qui la soutient, l'extrémité proximale du fémur comporte trois protubérances nommées grand trochanter, petit trochanter et troisième trochanter, ainsi qu'une cavité appelée fosse trochantérique (Figure 1.4). Ces dernières servent principalement de point d'insertion aux muscles profonds de la hanche et aux muscles des fessiers (Evans et Miller, 1993).

L'extrémité distale du fémur, de forme quadrangulaire, présente trois surfaces articulaires principales. Les deux premières sont les condyles médial et latéral (Figure 1.4). Caractérisés par des protubérances osseuses circulaires situées sur la face caudale du fémur, les condyles sont séparés par la fosse intercondylaire et s'articulent avec les plateaux du tibia. La

troisième surface articulaire se distingue quant à elle par sa forme concave, lisse et profonde, située sur la face crâniale du fémur. Cette surface, nommée trochlée fémorale, s'articule avec l'os de la rotule. Deux autres protubérances sont également visibles sur la partie distale du fémur. Il s'agit des épicondyles médial et latéral, situés de façon proximale et crâniale par rapport aux condyles. Les épicondyles servent de point d'origine aux ligaments collatéraux du genou (Evans et Miller, 1993).

La diaphyse, ou corps du fémur, possède une surface lisse et une section quasi-cylindrique. Relativement rectiligne dans sa partie proximale, elle tend à se courber de façon crâniale dans sa partie distale (Evans et Miller, 1993). La diaphyse est souvent utilisée pour définir l'axe fonctionnel du fémur, soit l'axe passant par le centre du segment reliant les condyles et aligné avec la diaphyse. Cet axe est à ne pas confondre avec l'axe mécanique du fémur qui, passant par le centre du segment reliant les condyles et le centre de la tête fémorale, fait un angle de 5° avec l'axe fonctionnel (Figure 1.4) (Shahar et Banks-Sills, 2004).

Par ailleurs, l'étude cinématique réalisée par Allen (1994) et son équipe fournit la longueur moyenne d'un fémur canin. S'élevant à 200 ± 13 mm, cette valeur a été obtenue en mesurant la distance entre le grand trochanter et les condyles de fémurs provenant de 14 chiens adultes, de races différentes, et pesant 28 ± 4,5 kg. Toutefois, bien que cette valeur nous donne un bon aperçu de la taille moyenne du fémur d'un chien adulte de grande taille, elle doit être utilisée avec précaution compte tenu du faible nombre de spécimens impliqués dans l'étude. Pour finir, une des études menées par Shahar et Bank-Sills (2002) nous indique que le fémur est incliné d'un angle de 10° en abduction au milieu de la phase d'appui (Figure 1.2).

1.1.2.3 La rotule

La rotule est le plus gros des os sésamoïdes du squelette canin. Sa forme ovale et convexe lui permet de s'articuler parfaitement avec la trochlée du fémur (Figure 1.4). L'extrémité proximale de la rotule, la base, constitue le point d'insertion des muscles du quadriceps. Son extrémité distale, l'apex, sert de point d'origine au ligament rotulien qui s'insère au niveau de

la tubérosité tibiale. Le rôle de la rotule consiste non seulement à protéger le tendon des quadriceps en fournissant une surface de glissement optimale sur le fémur, mais aussi à transmettre efficacement au tibia la traction générée par les quadriceps en augmentant le bras de levier des efforts imposés (Evans et Miller, 1993).

Il est à noter que deux autres os sésamoïdes sont visibles sur la Figure 1.4. Situés sur la partie proximale des condyles du fémur, ces deux os servent de points d'origine au gastrocnémien (Evans et Miller, 1993).

1.1.2.4 Le tibia

Le tibia est un os long et solide présentant quatre zones articulaires distinctes. Ses extrémités proximale, distale, latéro-proximale et latéro-distale s'articulent en effet avec le fémur, le talus, et les extrémités proximale et distale du péroné respectivement (Figure 1.5) (Evans et Miller, 1993).

L'extrémité proximale du tibia possède une forme triangulaire délimitée par les condyles médial et latéral. Elle se divise en deux surfaces articulaires, nommés plateaux médial et latéral, elles-mêmes séparées par une bande surmontée des deux éminences intercondylaires (Figure 1.5). De forme concave, les plateaux du tibia sont recouverts de cartilage et de deux disques fibreux, les ménisques médial et latéral, qui leur permettent de s'articuler parfaitement avec les condyles du fémur (Figure 1.10 p. 17). L'extrémité proximale du tibia arbore également une large protubérance osseuse sur sa face crâniale, communément appelée tubérosité tibiale. Cette dernière constitue le point d'insertion du ligament rotulien, et se prolonge en une crête tibiale servant de point d'attache à divers muscles tels que le biceps fémoris, le gracile, et le sartorius (Evans et Miller, 1993).

L'extrémité distale du tibia, légèrement plus massive que son homologue proximale, présente une cavité nommée cochlée tibiale. Formée de deux sillons, elle épouse exactement la forme de l'os du tarse avec lequel elle constitue l'articulation de la cheville (Figure 1.5 et Figure

1.6). Seule une protubérance osseuse est visible au niveau de l'extrémité distale du tibia. Il s'agit de la malléole médiale, dont le rôle est de maintenir, avec la malléole latérale du péroné, l'intégrité de l'articulation de la cheville (Evans et Miller, 1993).

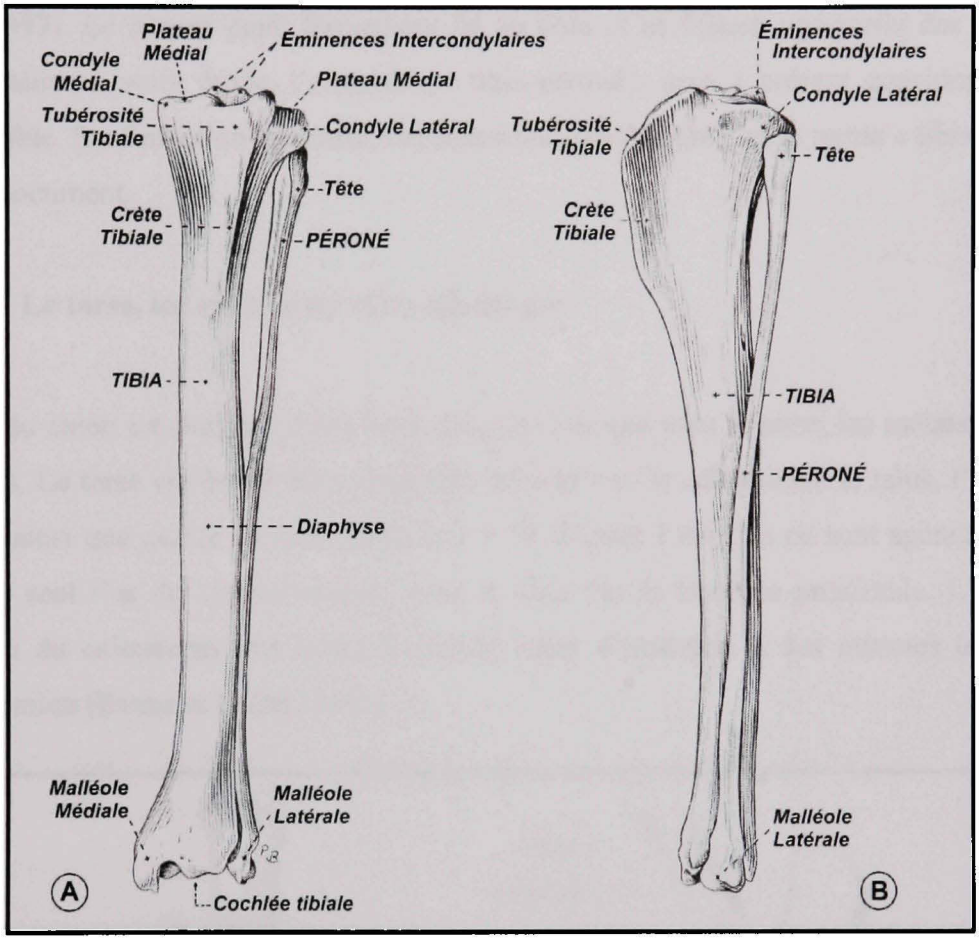


Figure 1.5 Vues crâniale (A) et latérale (B) du tibia.
Adaptée de (Evans et Miller, 1993, p. 208 et 209)

La diaphyse du tibia, relativement rectiligne, est de forme triangulaire dans sa partie proximale et de forme cylindrique dans sa partie distale. De plus, l'étude d'Allen (1994) nous indique que la longueur moyenne de l'os du tibia d'un chien adulte de grande taille, mesurée à partir du centre des condyles jusqu'au centre des malléoles, s'élève à 202 ± 13 mm.

De son côté, le péroné est un os long et fin compressé sur la face latérale du tibia. Il s'articule avec les extrémités proximale et distale du tibia par l'intermédiaire de sa tête et de sa malléole latérale (Figure 1.5). En plus d'aider au maintien de l'articulation de la cheville, le péroné sert essentiellement de point d'attache à un grand nombre de muscles (Evans et Miller, 1993). Le péroné étant fermement lié au tibia et ne faisant pas partie des structures indispensables à notre étude, l'ensemble « tibia-péroné » sera à présent considéré comme indissociable. Sauf mention contraire, cet ensemble sera désigné par le terme « tibia » dans la suite du document.

1.1.2.5 Le tarse, les métatarses et les phalanges

La patte du chien est constituée des trois groupes d'os que sont le tarse, les métatarses et les phalanges. Le tarse est formé d'un ensemble de sept os : le calcanéum, le talus, l'os central du tarse, ainsi que quatre os numérotés de I à IV (Figure 1.6). Ces os sont agencés de telle sorte que seul l'os du talus s'articule avec le tibia via sa trochlée proximale. L'extrémité proximale du calcanéum sert quant à elle de point d'insertion à des muscles tels que le gastrocnémien (Evans et Miller, 1993).

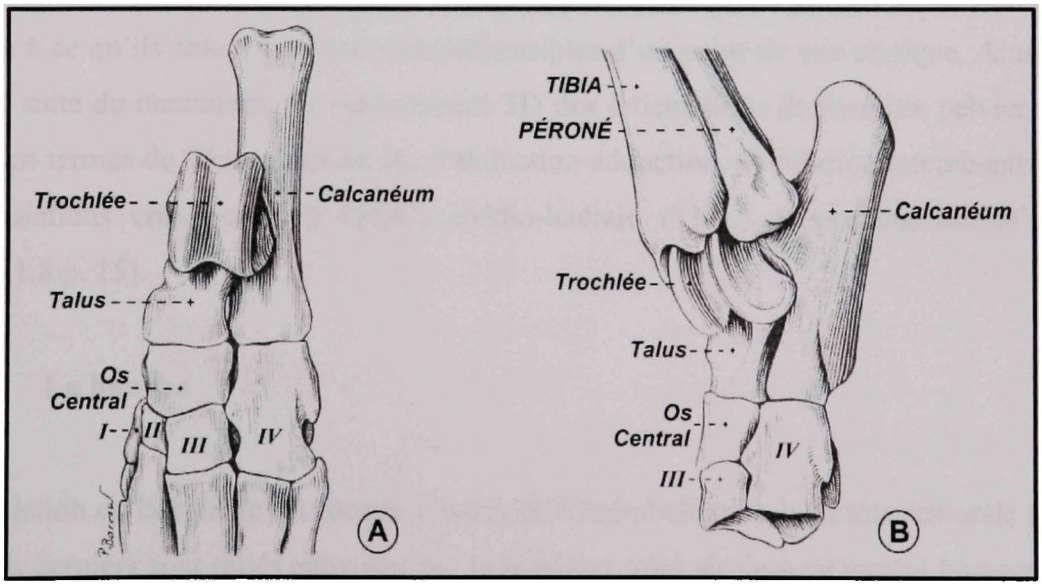


Figure 1.6 Vues crâniale (A) et latérale (B) des os du tarse et de la cheville.
Adaptée de (Evans et Miller, 1993, p. 214)

Ne présentant aucun intérêt pour la suite de notre étude, les autres os du tarse et les groupes osseux des métatarses et des phalanges ne seront pas abordés dans cette étude.

1.1.3 Les articulations du membre pelvien

Le membre pelvien est, comme tous les membres du corps canin, capable d'effectuer différents types de mouvements dépendant de la conformation des os, muscles et autres structures qui le composent. Les extrémités des os sont en effet recouvertes de cartilage hyalin et s'assemblent entre elles par l'intermédiaire de ligaments pour former les articulations. Plus ou moins complexes, ces articulations autorisent les différents degrés de liberté (DDL) du membre pelvien. Reliés aux os par des tendons, ce sont enfin les muscles qui, par contractions et relâchements successifs, sont responsables des mouvements des articulations (Marieb, 2005).

Comme le mentionnent Grood et Suntay (1983), les mouvements générés au niveau de la plupart des articulations sont en 3D. Ils ne peuvent donc être parfaitement décrits qu'à l'aide de six DDL indépendants, soit trois rotations et trois translations. Afin de faciliter les échanges entre ingénieurs mécaniciens et médecins orthopédistes, ces six DDL sont définis de sorte à ce qu'ils soient aisément compréhensibles d'un point de vue clinique. Ainsi, dans toute la suite du document, les mouvements 3D des articulations du membre pelvien seront décrits en termes de flexion-extension, d'abduction-adduction, de rotation interne-externe, et de translations crânio-caudale (TCC), médio-latérale (TML) et proximo-distale (TPD) (Figure 1.8 p. 15).

1.1.3.1 La hanche

L'articulation de la hanche est formée à partir de l'acétabulum et de la tête fémorale (Figure 1.7). Ces derniers sont reliés entre eux par le ligament rond, également appelé ligament de la tête fémorale. Le ligament rond s'étend du fond de l'acétabulum où il trouve son origine jusqu'à la fovéa – cavité circulaire située sur la partie médiale de la tête fémorale – où il

s'insère (Figure 1.4 p. 8 et Figure 1.7). Étant essentiellement intracapsulaire et non chargé, le ligament rond est recouvert par la membrane synoviale dont le rôle est de lubrifier les surfaces articulaires. Comme toutes les articulations synoviales, l'articulation de la hanche est entourée d'une capsule articulaire recouvrant entièrement la tête fémorale. L'articulation de la hanche est une articulation sphérique, ce qui lui confère de grandes amplitudes de mouvements, notamment en termes de flexion-extension, d'abduction-adduction, et de rotation inter-externe (Evans et Miller, 1993).

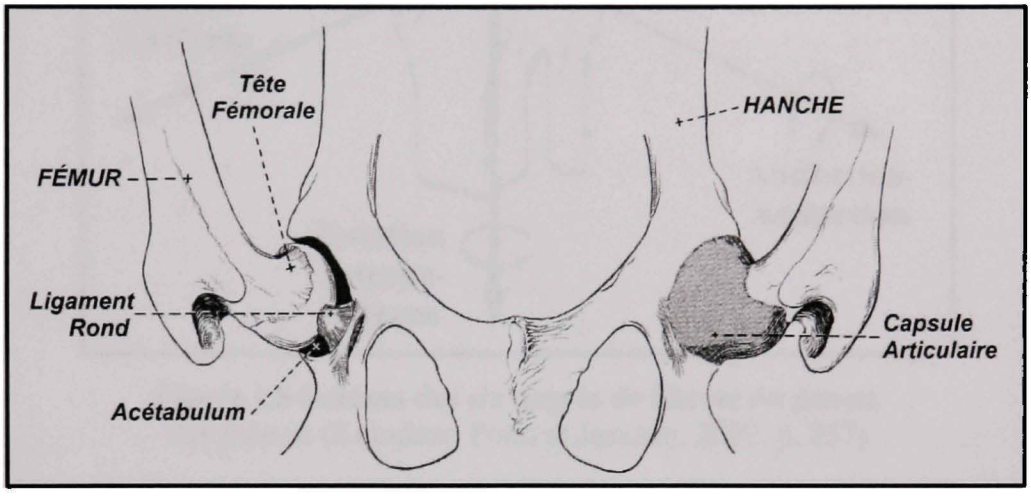


Figure 1.7 Vue ventrale de la hanche.
Adaptée de (Evans et Miller, 1993, p. 245)

1.1.3.2 Le genou

L'articulation du genou est la plus grosse et la plus complexe des articulations synoviales du corps canin. Elle se compose en effet de trois articulations distinctes, à savoir l'articulation fémoro-tibiale – entre les condyles du fémur et les plateaux du tibia – l'articulation fémoro-patellaire – entre la trochlée du fémur et la rotule – et l'articulation tibio-fibulaire – entre le condyle latéral du tibia et la tête du péroné. L'agencement de ces trois articulations confère au genou une grande mobilité 3D, dont la complexité ne peut être appréhendée qu'en tenant compte des six DDL de l'articulation (Figure 1.8) (Chailleux et al., 2007; Evans et Miller, 1993; Tashman et Anderst, 2003).

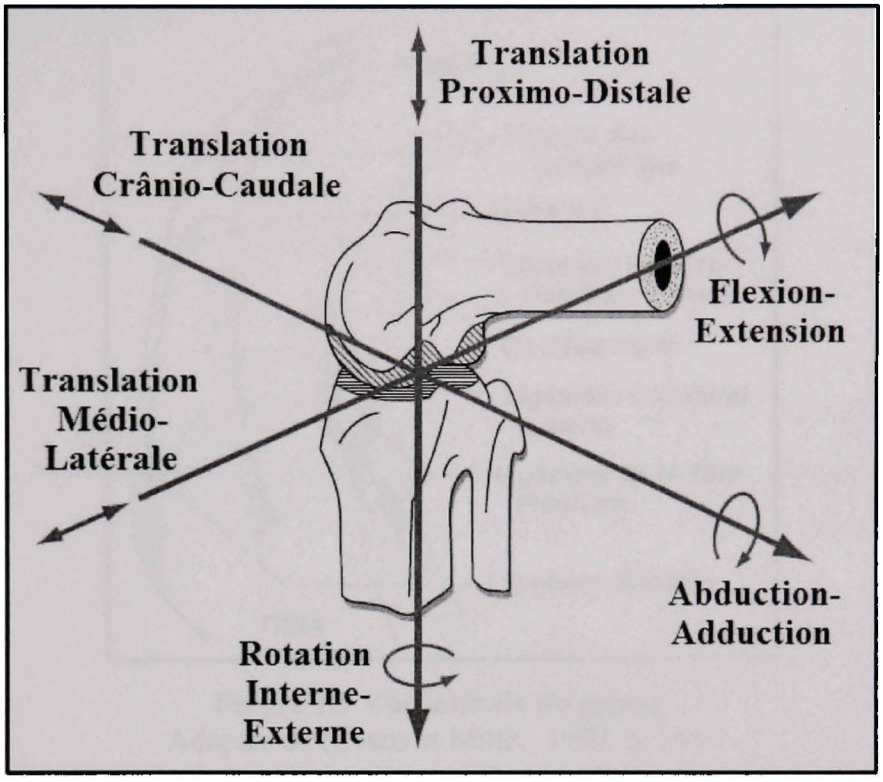


Figure 1.8 Schéma des six degrés de liberté du genou.
Adaptée de (Komdeur, Pollo et Jackson, 2002, p. 257)

L'articulation fémoro-patellaire comprend deux ligaments, les ligaments fémoro-patellaires médial et latéral, reliant les faces médiale et latérale de la rotule aux os sésamoïdes du fémur (Figure 1.9). Fins et fragiles, ces ligaments ne jouent qu'un rôle secondaire dans le maintien de l'articulation fémoro-patellaire. Ce sont en fait le périoste du fémur et la capsule articulaire du genou qui limitent les mouvements de la rotule et l'empêchent de sortir de la trochlée fémorale. Un autre ligament s'attache au niveau de la rotule. Il s'agit du ligament rotulien qui, bien que s'insérant sur la tubérosité tibiale, contribue lui aussi à la stabilité de l'articulation fémoro-patellaire (Evans et Miller, 1993).

L'articulation tibio-fibulaire ne dispose que d'un seul ligament. Ce dernier, joignant le condyle latéral du tibia à la tête du péroné, se nomme ligament de la tête fibulaire (Figure 1.9 et Figure 1.10). Cette articulation, très petite et serrée, n'autorise que de très faibles mouvements (Evans et Miller, 1993).

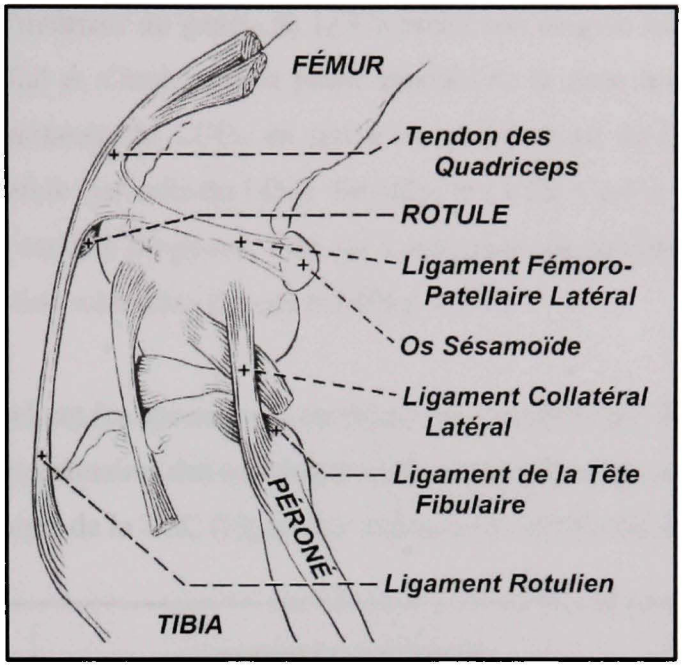


Figure 1.9 Vue latérale du genou.
Adaptée de (Evans et Miller, 1993, p. 248)

L'articulation fémoro-tibiale représente le sujet central de notre étude. Très complexe, cette articulation possède quatre ligaments rattachant le fémur au tibia : le ligament croisé crânial (LCCr), le ligament croisé caudal (LCCa), le ligament collatéral médial (LCM) et le ligament collatéral latéral (LCL). Amplement détaillées dans le mémoire d'Emna Jaafar (2009), leurs principales caractéristiques ne sont ici que brièvement résumées.

Le LCCr prend son origine sur la partie médio-caudale du condyle fémoral latéral et s'insère sur la partie crâniale de la zone intercondylaire du tibia (Figure 1.10). Il est la première structure à intervenir pour limiter les mouvements de translation crâniale, de rotation interne, et d'hyperextension du genou, et la seconde pour les mouvements d'abduction-adduction ; ce qui fait de lui un des stabilisateurs primaires et secondaires de l'articulation fémoro-tibiale. Le LCCr joue donc un rôle primordial dans le maintien de l'intégrité de l'articulation fémoro-tibiale (Evans et Miller, 1993; Hayashi, Manley et Muir, 2004; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Lee et al., 2007).

Croisant le LCCr à l'intérieur du genou, le LCCa prend son origine sur la partie latérale du condyle fémoral médial et s'insère sur la partie caudale de la zone intercondylaire du tibia (Figure 1.10). L'importance du LCCa en terme de stabilisation de l'articulation fémoro-tibiale est bien plus faible que celle du LCCr. En effet, le LCCa n'est le stabilisateur primaire que de la translation caudale du genou, bien qu'il soit aussi un stabilisateur secondaire des mouvements d'abduction-adduction (Evans et Miller, 1993).

Le LCM et le LCL, reliant les épicondyles du fémur aux condyles du tibia, constituent quant à eux les stabilisateurs primaires des mouvements de rotation interne-externe et d'abduction-adduction, et secondaires de la TCC (Figure 1.9 et Figure 1.10) (Evans et Miller, 1993).

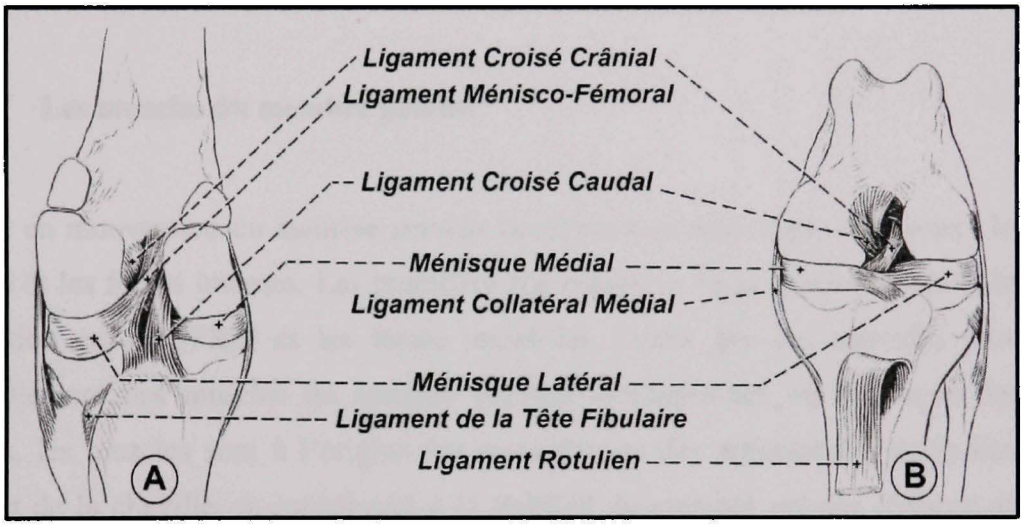


Figure 1.10 Vues caudale (A) et crâniale (B) du genou.
Adaptée de (Evans et Miller, 1993, p. 246)

Cinq autres ligaments se trouvent au sein de l'articulation fémoro-tibiale. Ces derniers relient les ménisques médial et latéral aux os du fémur et du tibia (Figure 1.10). Les ménisques ont pour fonction, en plus d'amortir les chocs, d'aider au maintien de l'articulation fémoro-tibiale (Evans et Miller, 1993). Pozzi (2006) et son équipe ont en effet montré que les ménisques restreignent, tout comme le LCCa, la translation crâniale du tibia par rapport au fémur.

L'articulation fémoro-tibiale et le LCCr formant le centre de notre étude, les autres structures du genou ne seront pas davantage détaillés dans le présent document. En outre, ne prenant pas en compte les articulations fémoro-patellaire et tibio-fibulaire, nous associerons dès à présent l'articulation fémoro-tibiale au genou dans son ensemble.

1.1.3.3 La cheville

L'articulation de la cheville, illustrée par la Figure 1.6 page 12, ne fait pas réellement partie du cadre de notre étude. Ainsi, nous nous limiterons à dire qu'il s'agit d'une articulation très complexe, possédant de multiples os, surfaces articulaires et ligaments, et autorisant de larges amplitudes de mouvement, notamment en termes de flexion-extension.

1.1.4 Les muscles du membre pelvien

La mise en mouvement du membre pelvien fait intervenir deux types de forces : les forces externes et les forces internes. Les premières regroupent la force gravitationnelle, les forces de réaction au sol (FRS) et les forces inertielles, tandis que les secondes proviennent essentiellement des muscles du membre pelvien. Contrecarrant ou renforçant les forces externes, les muscles sont à l'origine des mouvements des articulations de la hanche, du genou et de la cheville, et contribuent à la stabilité du membre pelvien (Shahar et Banks-Sills, 2002; Wentink, 1977).

L'anatomie et la fonction de chacun des muscles intervenant au niveau de la hanche et du genou sont parfaitement décrites dans les annexes et appendices du mémoire d'Emna Jaafar (2009). Ainsi, nous ne nous efforcerons ici qu'à mettre en évidence les muscles et groupes musculaires les plus importants pour la suite notre étude. Pour ce faire, nous nous sommes basés sur les quelques études ayant analysé l'activité musculaire du membre pelvien.

L'étude biomécanique *in vivo* de Wentink (1997) nous renseigne sur l'activité des muscles au cours de la phase d'appui. Réalisée à l'aide d'électromyographes, cette étude fournit l'instant

et la durée d'activité des muscles du membre pelvien, mais ne donne aucune indication quant à l'intensité des efforts qu'ils génèrent. De leurs côtés, les études de Shahar (2001, 2002 et 2004) nous procurent un modèle biomécanique 3D extrêmement complet du membre pelvien. Ce dernier nous indique non seulement les coordonnées 3D des points d'origine et d'insertion de l'ensemble des muscles du membre pelvien, mais aussi la durée et l'intensité de leur activité au cours de la phase d'appui d'un chien se déplaçant à la marche, soit à 0,9 m/s.

Ainsi, en ne conservant de ces études que les données concernant les muscles actifs durant plus de 60 % de la phase d'appui, générant une force supérieure à 5 % du poids du corps (BW) du chien, et agissant directement sur les mouvements de flexion-extension de la hanche et/ou du genou, nous obtenons le Tableau 1.1 suivant regroupant les principaux muscles du membre pelvien. Un schéma représentant ces muscles est également reporté en annexe (Figure-A I–1 p. 118) (Evans et Miller, 1993).

Tableau 1.1 Les principaux muscles de la hanche et du genou

Groupes musculaires	Muscles	Fonction	Temps d'activité à l'appui	Force moyenne générée	Force maximale générée
-	Fessier moyen	Ext.[1] hanche	90 %	9,2 % BW[2]	15,8 % BW
	Tenseur du fascia lata	Flex.[3] hanche et Ext. genou	70 %	7,6 % BW	16,8 % BW
Quadriceps	Vastes latéral et intermédiaire	Ext. genou	100 %	19,6 % BW	34,4 % BW
	Vaste médial	Ext. genou	100 %	17,4 % BW	30,3 % BW
	Droit de la cuisse	Flex. hanche et Ext. genou	80 %	14,4 % BW	30,1 % BW
Ischio-jambiers	Biceps fémoris	Ext. hanche et Flex. genou	100 %	10,3 % BW	18,7 % BW
	Semimembraneux	Ext. hanche	100 %	5 % BW	8,5 % BW

[1] Ext. = Extension.
[2] % BW = Pourcentage du poids du corps.
[3] Flex. = Flexion.

1.2 Cinématique et cinétique *in vivo* du membre pelvien

1.2.1 Définitions

La cinématique est la science permettant de décrire les mouvements d'un corps sans tenir compte de l'influence des forces mises en jeu (Clements et al., 2005). Dans le domaine de la biomécanique, l'analyse cinématique *in vivo* d'un membre consiste à examiner les différents mouvements de ses os à partir d'un repère de référence supposé fixe au cours du temps. Plus précisément, en étudiant les transformations subies par les repères anatomiques associés aux os, l'analyse cinématique permet de « quantifier les positions, les vitesses, les accélérations, et les angles de points anatomiques, de segments, et d'articulations dans l'espace » (Gillette et Angle, 2008, p. 166). D'un autre côté, la cinétique est la science permettant de décrire les forces intervenant au sein d'un corps en mouvement. L'analyse cinétique *in vivo* chez le chien consiste principalement à mesurer les FRS de ses membres afin d'en déduire les forces et moments intervenant au niveau de ses muscles et articulations (Gillette et Angle, 2008).

1.2.2 Les repères anatomiques[4]

Les repères anatomiques sont des systèmes de coordonnées formés de trois axes orthogonaux directs, c'est-à-dire orientés selon la règle de la main droite. Basés sur la géométrie des os, ils sont construits à partir de points anatomiques remarquables tels que les protubérances osseuses. Il est ainsi possible d'évaluer le mouvement global d'un os en mesurant, à partir d'un repère de référence fixe, les changements de positions et d'orientations du repère anatomique qui s'y rattache. De même, lorsque l'on s'intéresse à une articulation, il est possible d'en analyser les mouvements en fixant arbitrairement un des os qui la composent. Évaluer les déplacements internes de cette articulation revient alors à quantifier les transformations subies par le repère anatomique dit « mobile » par rapport au repère anatomique supposé « fixe ».

---

[4] Notez que ce chapitre a été en partie repris de mon rapport de projet de fin d'étude, réalisé au LIO sous la direction de Nicola Hagemeister, et rédigé par mes soins en juin 2007.

Le choix des repères anatomiques est primordial car de lui va dépendre la qualité de l'analyse cinématique du membre, de l'articulation, ou de l'os étudié. Un positionnement judicieux de l'origine des repères ainsi qu'une orientation adéquate de leurs axes permettent non seulement de limiter les calculs, et donc de contribuer à la fiabilité des résultats, mais aussi de faciliter l'interprétation clinique des résultats (Ouisse, 2005).

Le but ultime du projet dans lequel s'insère notre étude étant d'analyser les mouvements du genou canin, nous présentons dans les chapitres suivants les différents repères anatomiques associés au fémur et au tibia que nous retrouvons dans la littérature.

1.2.2.1 Les repères anatomiques de Grood et Suntay

Grood et Suntay sont les premiers, en 1983, à proposer une méthode permettant de construire de façon systématique un système de coordonnées adapté au genou. Établi à partir de repères anatomiques du fémur et du tibia, ce dernier présente l'avantage de décrire les mouvements de l'articulation selon les termes cliniques précédemment détaillés (Figure 1.8 p. 15).

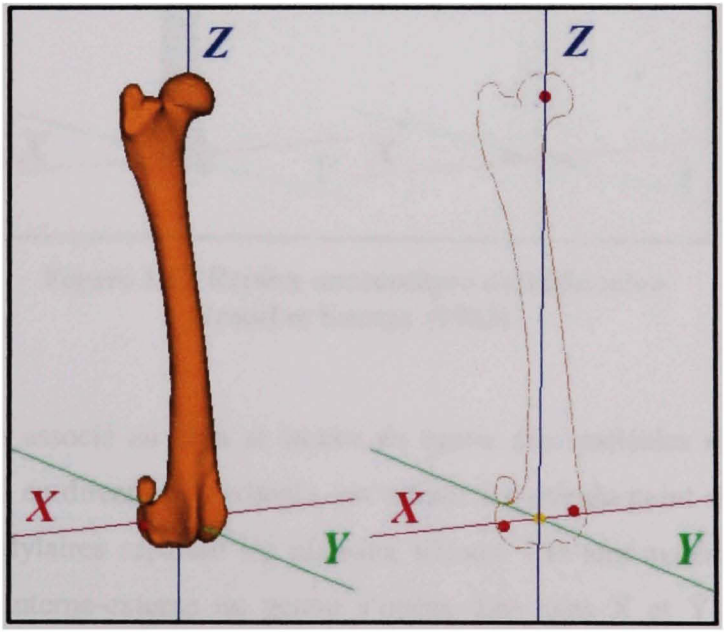


Figure 1.11 Repère anatomique du fémur selon Grood et Suntay (1983).

L'origine du repère associé au fémur se trouve à mi-chemin entre les condyles médial et latéral, soit au centre de la fosse intercondylaire. De ce point partent les trois axes orthogonaux du repère. En direction proximale, le centre de la tête fémorale sert de point de référence à la construction de l'axe mécanique du fémur, à savoir l'axe Z (Figure 1.11). Perpendiculaire à ce dernier, l'axe X est orienté selon la direction médiale dans le cas d'un fémur gauche, et latérale dans le cas d'un fémur droit. Il correspond, d'un point de vue clinique, à l'axe autour duquel les mouvements de flexion-extension de l'articulation du genou se produisent. Le produit vectoriel des axes Z et X donne finalement naissance à l'axe Y avoisinant la direction crâniale.

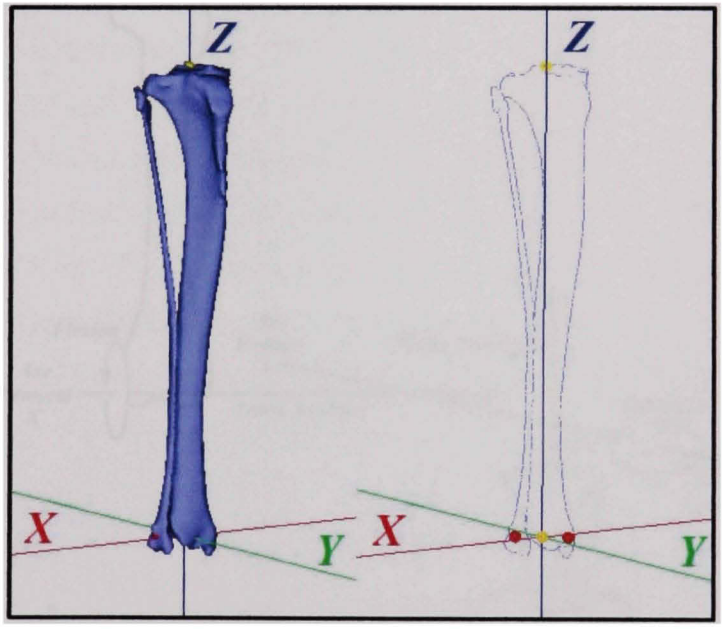


Figure 1.12 Repère anatomique du tibia selon Grood et Suntay (1983).

L'origine du repère associé au tibia se trouve au centre des malléoles médiale et latérale. L'axe mécanique Z, en direction proximale, est orienté à partir du point situé entre les deux éminences intercondylaires séparant les plateaux tibiaux. Cet axe matérialise l'axe autour duquel la rotation interne-externe du genou s'opère. Les axes X et Y sont quant à eux construits selon la même procédure que pour le fémur (Figure 1.12).

Le système de coordonnées du genou mis au point par Grood et Suntay (1983) est obtenu en associant l'axe de flexion-extension X du fémur, l'axe de rotation interne-externe Z du tibia, et l'axe d'abduction-adduction Y – également appelé axe flottant – construit par produit vectoriel des deux précédents. En appliquant la méthode des angles d'Euler à ce système de coordonnées, les auteurs ont ainsi pu déterminer les mouvements 3D de l'articulation du genou. Cette méthode permet en effet, en considérant les axes X, Y et Z mobiles, de déterminer quelles sont les rotations et translations successives nécessaires au genou pour passer d'une position initiale donnée à une position finale (Figure 1.13).

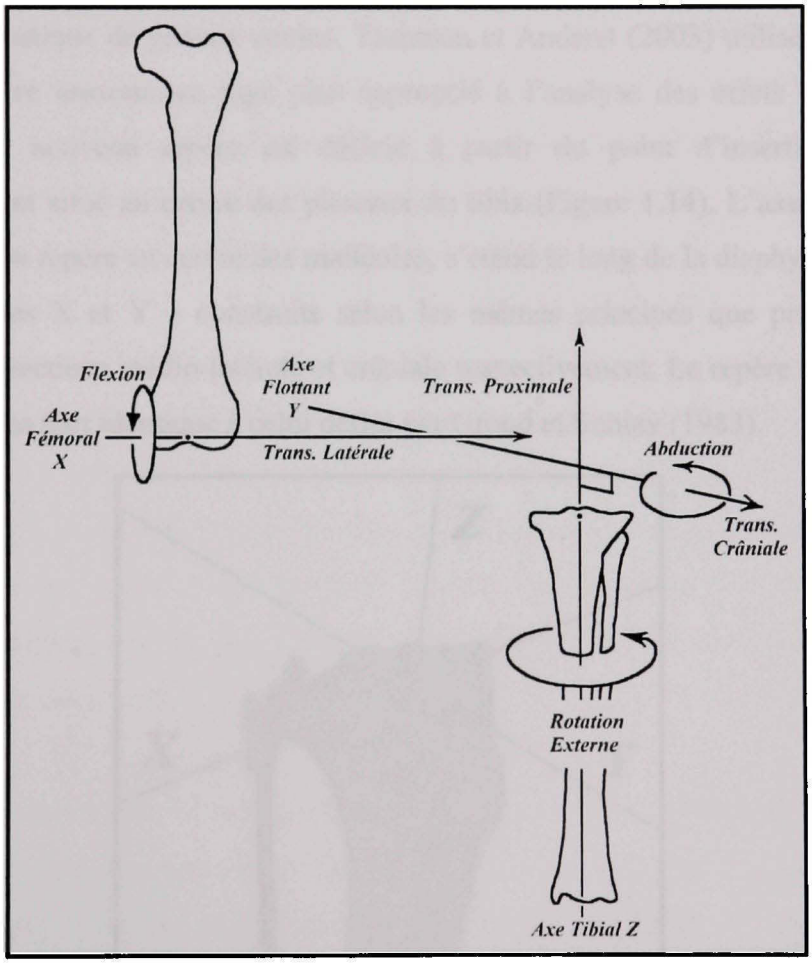


Figure 1.13 Cinématique 3D du genou selon la méthode décrite par Grood et Suntay (1983).
Adaptée de (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994, p. 81)

La méthode développée par Grood et Suntay (1983) a été empruntée à de nombreuses reprises et demeure aujourd'hui une référence en analyse du mouvement, tant dans le domaine de la biomécanique humaine qu'animale. En outre, l'utilisation de cette méthode est aujourd'hui recommandée par l'International Society of Biomechanics (ISB) afin de standardiser l'ensemble des données cinématiques rapportées dans la littérature scientifique (Wu et Cavanagh, 1995; Wu et al., 2002).

1.2.2.2 Les repères anatomiques de Tashman et Anderst

Étudiant la cinématique de genoux canins, Tashman et Anderst (2003) utilisent, dans le cas du tibia, un repère anatomique jugé plus approprié à l'analyse des effets d'une RLCCr. L'origine de ce nouveau repère est définie à partir du point d'insertion du LCCr, approximativement situé au centre des plateaux du tibia (Figure 1.14). L'axe mécanique Z, reliant l'origine du repère au centre des malléoles, s'étend le long de la diaphyse du tibia. De leur côté, les axes X et Y – construits selon les mêmes principes que précédemment – approchent les directions médio-latérale et crâniale respectivement. Le repère anatomique du fémur reste pour sa part identique à celui défini par Grood et Suntay (1983).

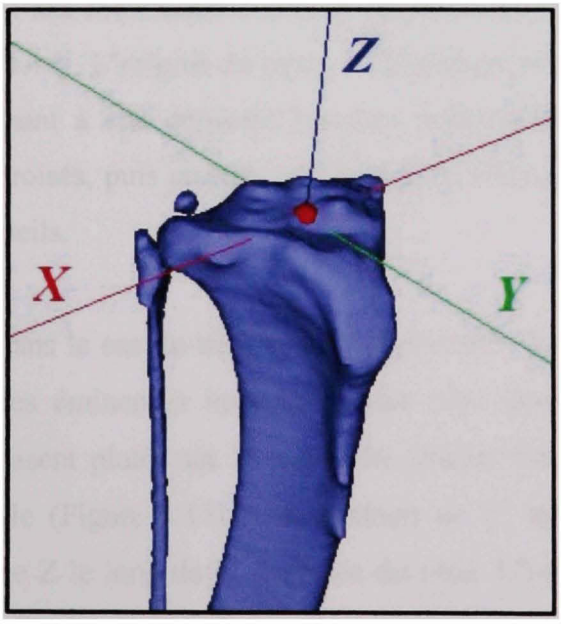


Figure 1.14 Repère anatomique du tibia selon Tashman et Anderst (2003).

Le choix d'un tel système est justifié lors de l'analyse cinématique du genou canin. En effet, les origines des repères anatomiques du fémur et du tibia correspondent sensiblement aux points d'origine et d'insertion du LCCr. Les changements de position d'une origine par rapport à l'autre traduisent ainsi les translations internes de l'articulation du genou, mais aussi l'élongation du LCCr. Les effets d'une RLCCr peuvent donc être directement quantifiés en fonction de la variation de distance entre ces deux points.

1.2.2.3 Les repères anatomiques de Shahar et Banks-Sills

Au début des années 2000, Shahar et Banks-Sills (2004) entreprennent des travaux biomécaniques dont le but est de déterminer l'amplitude et la direction de l'ensemble des forces musculaires, articulaires et ligamentaires intervenant au niveau du membre pelvien. Ils optent à cette occasion pour des repères anatomiques du fémur et du tibia qui, bien qu'inspirés de leurs prédécesseurs, présentent certaines particularités.

Dans un premier temps, le repère anatomique associé au fémur est construit selon la méthode décrite par Grood et Suntay (1983). Par la suite, une rotation de 5° autour de l'axe Y est appliquée afin d'aligner l'axe mécanique Z avec la diaphyse du fémur, c'est-à-dire selon son axe fonctionnel (Figure 1.15). L'origine du repère, initialement située au centre des condyles médial et latéral, est quant à elle déplacée jusqu'au point milieu du segment reliant les origines des ligaments croisés, puis projetée sur la surface articulaire au niveau de l'origine du long extenseur des orteils.

La méthode employée dans le cas du tibia diffère légèrement. En effet, au lieu d'utiliser le point situé au centre des éminences intercondylaires pour construire l'axe Z, Shahar et Banks-Sills (2004) se basent plutôt sur la tubérosité tibiale. Cet axe est ainsi initialement orienté de façon crâniale (Figure 1.15). Une rotation de 6° autour de l'axe X est alors effectuée, ramenant l'axe Z le long de la diaphyse du tibia. L'origine du repère est ensuite translatée, selon l'axe Z, du centre des malléoles jusqu'au point des plateaux tibiaux correspondant au milieu du segment reliant les insertions des ligaments croisés.

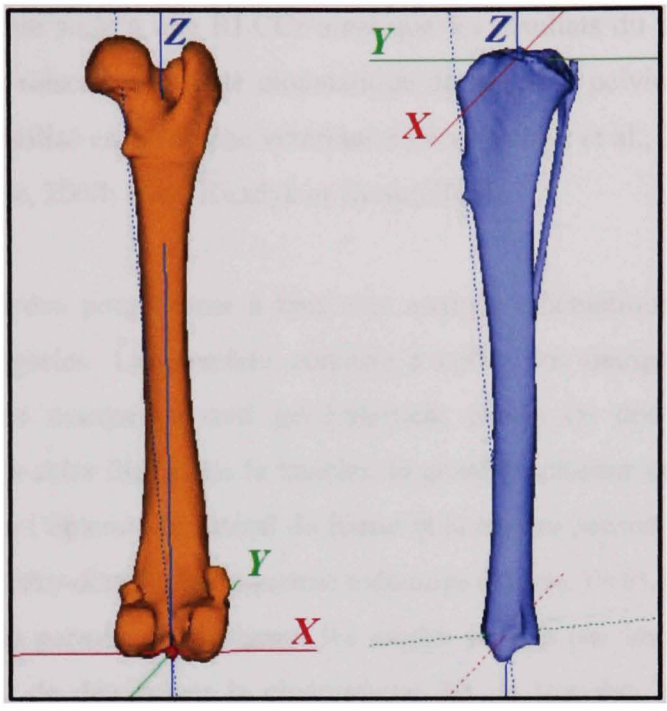


Figure 1.15 Repères anatomiques du fémur et du tibia selon Shahar et Banks-Sills (2004).

La mise en place de tels repères est ici aussi motivée par le besoin de simplifier les calculs cinématiques. Ainsi établies, les origines de ces repères anatomiques coïncident lorsque le membre pelvien se retrouve en pleine extension ; position à partir de laquelle il est aisé de quantifier les mouvements de rotation et de translation. Par ailleurs, il est bon de noter que les angles de rotation de 5° et 6°, appliqués aux repères du fémur et du tibia, ont été tirés de l'observation d'images radiographiques des os de l'unique spécimen mis en œuvre dans l'étude de Shahar et Banks-Sills (2004). Ces valeurs restent donc à utiliser avec précaution.

1.2.3 Les études cinématiques *in vivo*

L'analyse cinématique *in vivo* du membre pelvien, qu'elle soit 2D ou 3D, est aujourd'hui reconnue comme une méthode objective permettant de quantifier de façon fiable et reproductible les mouvements normaux et pathologiques de ses articulations. Les données recueillies lors de ce type d'analyse permettent non seulement d'obtenir des informations sur le fonctionnement du système musculosquelettique canin, mais aussi d'évaluer le degré

d'instabilité du membre suite à une RLCCr ainsi que les résultats du traitement chirurgical subséquent. Pour ces raisons, l'analyse cinématique du membre pelvien est aujourd'hui un outil de plus en plus utilisé en médecine vétérinaire (Bockstahler et al., 2007; DeCamp et al., 1993; Gillette et Angle, 2008; Kim, Rietdyk et Breur, 2008).

Les méthodes employées pour mener à bien une analyse cinématique *in vivo* peuvent se classer en deux catégories. La première consiste à coller des marqueurs sur la peau du membre pelvien. Ces marqueurs sont généralement placés en des points anatomiques spécifiques tels que la crête iliaque de la hanche, le grand trochanter du fémur, le centre du genou – supposé entre l'épicondyle latéral du fémur et la tête du péroné – la malléole latérale du tibia, et la partie latéro-distale du cinquième métatarse (Figure 1.16). Utilisée par plusieurs études, cette méthode permet, en mesurant les angles formés par les segments reliant les différents marqueurs, de déterminer la cinématique 2D du membre pelvien (Allen et al., 1994; Bockstahler et al., 2007; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Kim, Rietdyk et Breur, 2008; Lee et al., 2007; Schaefer et al., 1998).

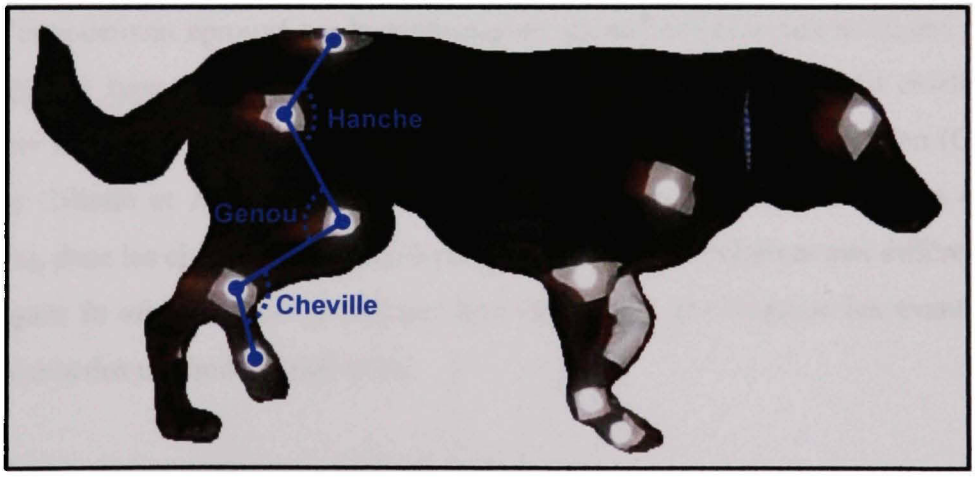


Figure 1.16 Analyse cinématique 2D du membre pelvien réalisée à l'aide de marqueurs cutanés.
Adaptée de (Gillette et Angle, 2008, p. 166)

La seconde catégorie consiste pour sa part à fixer des marqueurs directement aux os. La position de ces derniers importe peu dans ce cas-ci puisque l'ensemble « os-marqueurs » est

scanné puis reconstruit en 3D à la suite des expériences. La position fixe des marqueurs par rapport aux repères anatomiques des os est alors déterminée, ce qui permet de déduire les mouvements réels des articulations. Cette méthode, autorisant une analyse cinématique 3D du membre pelvien, n'a été utilisée que dans trois études (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Tashman et Anderst, 2003; Tashman et al., 2004).

Quelle que soit la méthode choisie, les mouvements des marqueurs lors des déplacements du chien sont suivis et enregistrés à l'aide de systèmes munis de caméras conventionnelles, optoélectroniques, ou à infrarouges, voire à l'aide de fluoroscopes dépendamment de la nature des marqueurs utilisés. Les données cinématiques recueillies par ces systèmes sont ensuite traitées par des logiciels informatiques puissants, pour finalement aboutir à la cinématique du membre pelvien. Les avancées technologiques en matière d'imagerie et d'informatique permettent aujourd'hui d'analyser de façon précise et automatique un grand nombre de données ; ce qui explique aussi l'essor actuel rencontré par les analyses cinématiques (Gillette et Angle, 2008).

Malgré l'engouement éprouvé par la communauté scientifique face aux multiples possibilités offertes par ce type d'analyse, nombre d'auteurs s'accordent à dire qu'il existe à l'heure actuelle un manque d'information quant aux mouvements du membre pelvien (Clements et al., 2005; Gillette et Angle, 2008; Kim, Rietdyk et Breur, 2008). Nous nous efforcerons néanmoins, dans les chapitres suivants, à recenser les données relatives aux différentes études cinématiques *in vivo* réalisées à ce jour, tout en mettant en évidence les avantages et les inconvénients des méthodes employées.

1.2.3.1 Les données 2D

Nous avons été en mesure de dénombrer, en tout et pour tout, huit études ayant analysé la cinématique 2D *in vivo* du membre pelvien canin (Allen et al., 1994; Bockstahler et al., 2007; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Gillette et Zebas, 1999; Kim, Rietdyk et Breur, 2008; Lee et al., 2007; Schaefer et al., 1998). Or, bien qu'elles aient quasiment toutes été

menées sur des chiens de grande taille, seules les études d'Allen (1994), de DeCamp (1993 et 1996), de Schaefer (1998) et de Gillette (1999) – ayant analysé les mouvements au trot du membre pelvien au complet – sont utiles à notre projet. Les données provenant des trois autres études, à savoir celles de Bockstahler (2007) et de Kim (2008) réalisées à la marche, et celle de Lee (2007) n'évaluant que les mouvements du genou de chiens de petite taille, n'ont pas été prises en compte.

Rappelons que notre attention se porte uniquement sur des chiens de grande taille, soit de plus de 22 kg. Ces derniers sont en effet plus susceptibles d'éprouver une RLCCr au cours de leur vie, et devront nécessairement, le cas échéant, subir une opération chirurgicale pour y remédier (Innes et al., 2000; Whitehair, Vasseur et Willits, 1993; Wilke et al., 2005). De plus, nous ne considérons ici que les données cinématiques enregistrées au trot. D'une part parce qu'il s'agit de l'allure la plus symétrique et naturelle observée à vitesse modérée, c'est-à-dire entre 1,8 m/s et 3,0 m/s, et d'autre part parce qu'elle génère des forces internes et externes beaucoup plus importantes qu'à la marche (Bertram et al., 1997).

Les Figure 1.18 et Figure 1.17 représentent l'évolution des angles de flexion-extension de la hanche et du genou au cours d'une foulée complète au trot. Ces données ont été recueillies au sein des études mentionnées plus haut. Par ailleurs, les données relatives à la cinématique de la cheville n'étant pas indispensables à notre projet, nous avons choisi de ne pas les présenter dans ce document. Elles sont toutefois elles aussi documentées par les études d'Allen (1994), DeCamp (1993 et 1996) et Schaefer (1998). En outre, l'étude de Gillette (1999) ne nous renseignant que sur la symétrie de la démarche canine au trot, aucune courbe n'est présentée ici.

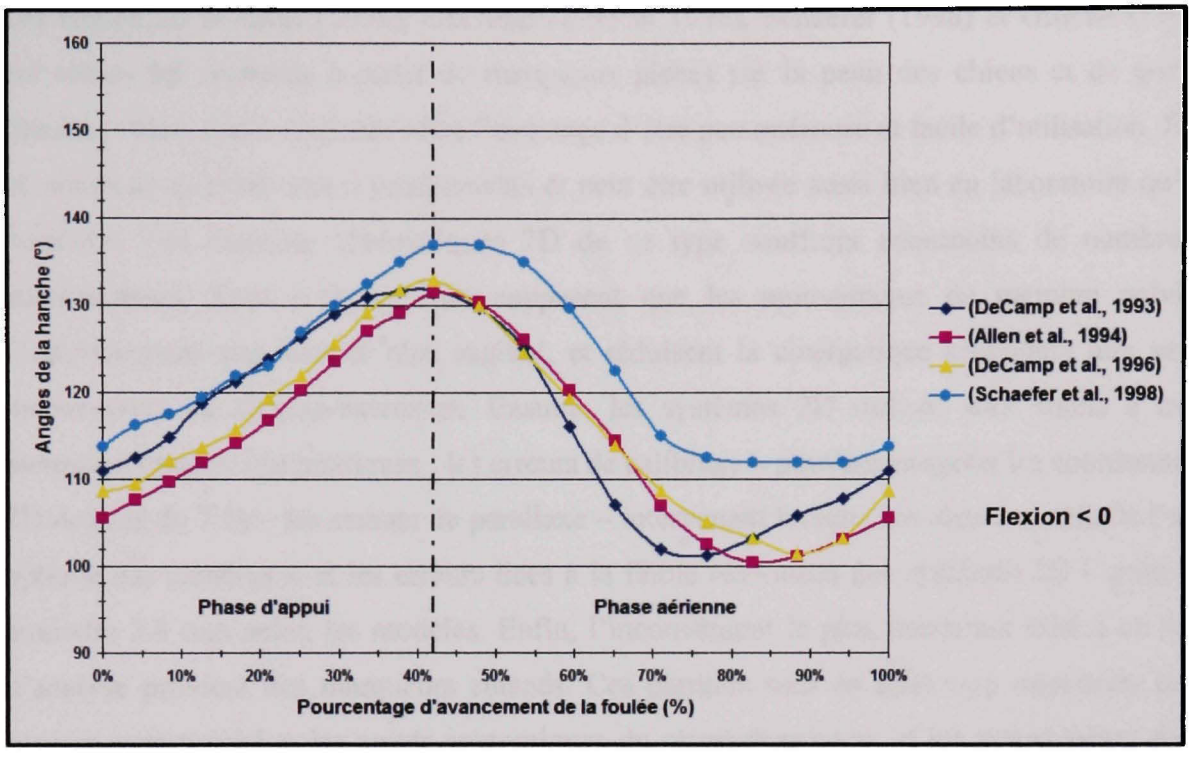


Figure 1.17 Flexion-extension de la hanche au cours d'une foulée au trot.

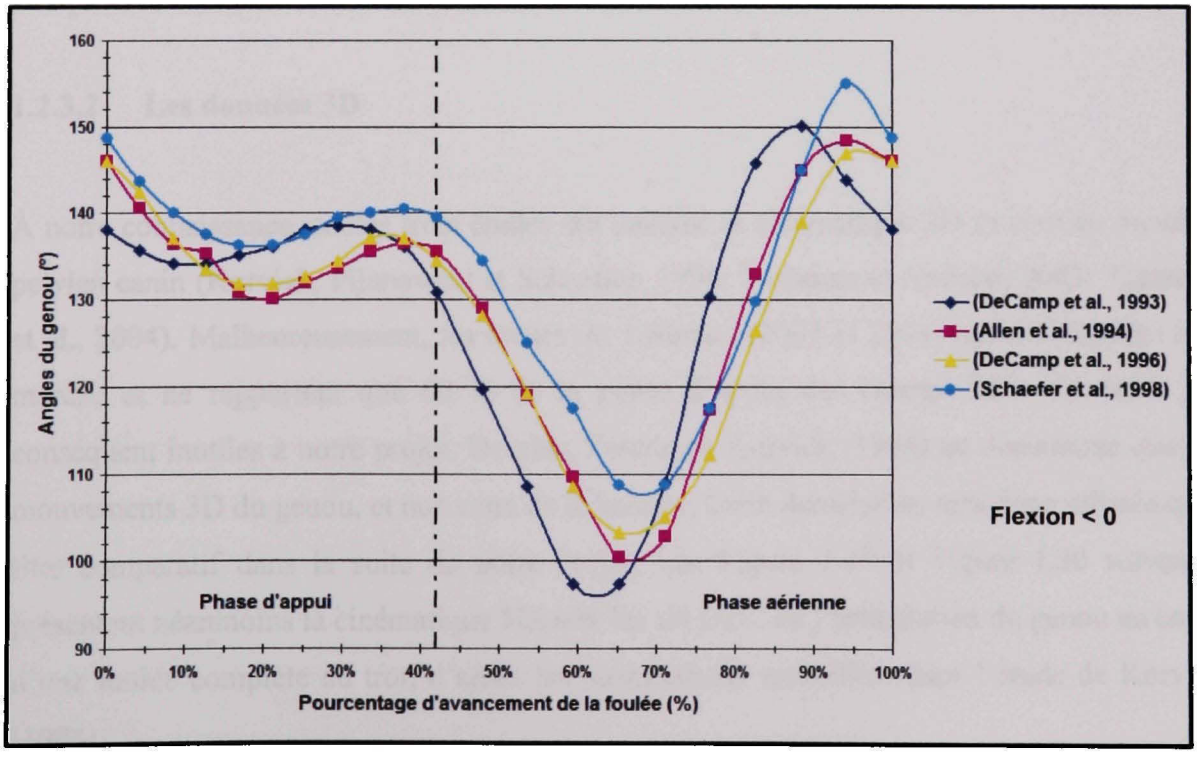


Figure 1.18 Flexion-extension du genou au cours d'une foulée au trot.

Les études 2D d'Allen (1994), DeCamp (1993 et 1996), Schaefer (1998) et Gillette (1999) ont toutes été réalisées à partir de marqueurs placés sur la peau des chiens et de quatre caméras vidéo. Cette méthode offre l'avantage d'être peu onéreuse et facile d'utilisation. Elle ne nécessite que très peu d'équipements et peut être utilisée aussi bien en laboratoire qu'en extérieur. Les analyses cinématiques 2D de ce type souffrent néanmoins de nombreux inconvénients. Tout d'abord, elles supposent que les mouvements du membre pelvien n'interviennent que dans le plan sagittal, et réduisent la cinématique articulaire aux seuls mouvements de flexion-extension. Ensuite, les systèmes 2D utilisés sont sujets à trois facteurs d'erreurs systématiques : les erreurs de calibrage – pouvant exagérer les coordonnées 2D de plus de 7 % – les erreurs de parallaxe – intervenant lorsque les objets sortent de l'axe optique des caméras – et les erreurs liées à la faible résolution des systèmes 2D – pouvant atteindre 3.8 mm selon les modèles. Enfin, l'inconvénient le plus important relié à ce type d'analyse provient des marqueurs cutanés. Ces derniers sont en effet trop imposants pour repérer avec précision les points anatomiques du membre pelvien, et les mouvements de la peau par rapport aux os peuvent entrainer des erreurs atteignant 30 mm (Kim, Rietdyk et Breur, 2008; Tashman et Anderst, 2003; Tashman et al., 2004).

1.2.3.2 Les données 3D

À notre connaissance, seules trois études ont analysé la cinématique 3D *in vivo* du membre pelvien canin (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Tashman et Anderst, 2003; Tashman et al., 2004). Malheureusement, les études de Tashman (2003 et 2004) ont été réalisées à la marche et ne rapportent que 60 % de la phase d'appui des chiens. Elles s'avèrent par conséquent inutiles à notre projet. De plus, l'étude de Korvick (1994) ne documente que les mouvements 3D du genou, et non ceux de la hanche. Cette dernière ne sera donc utilisée qu'à titre comparatif dans la suite de notre projet. Les Figure 1.19 et Figure 1.20 suivantes présentent néanmoins la cinématique 3D, soit les six DDL de l'articulation du genou au cours d'une foulée complète au trot, d'après les informations recueillies dans l'étude de Korvick (1994).

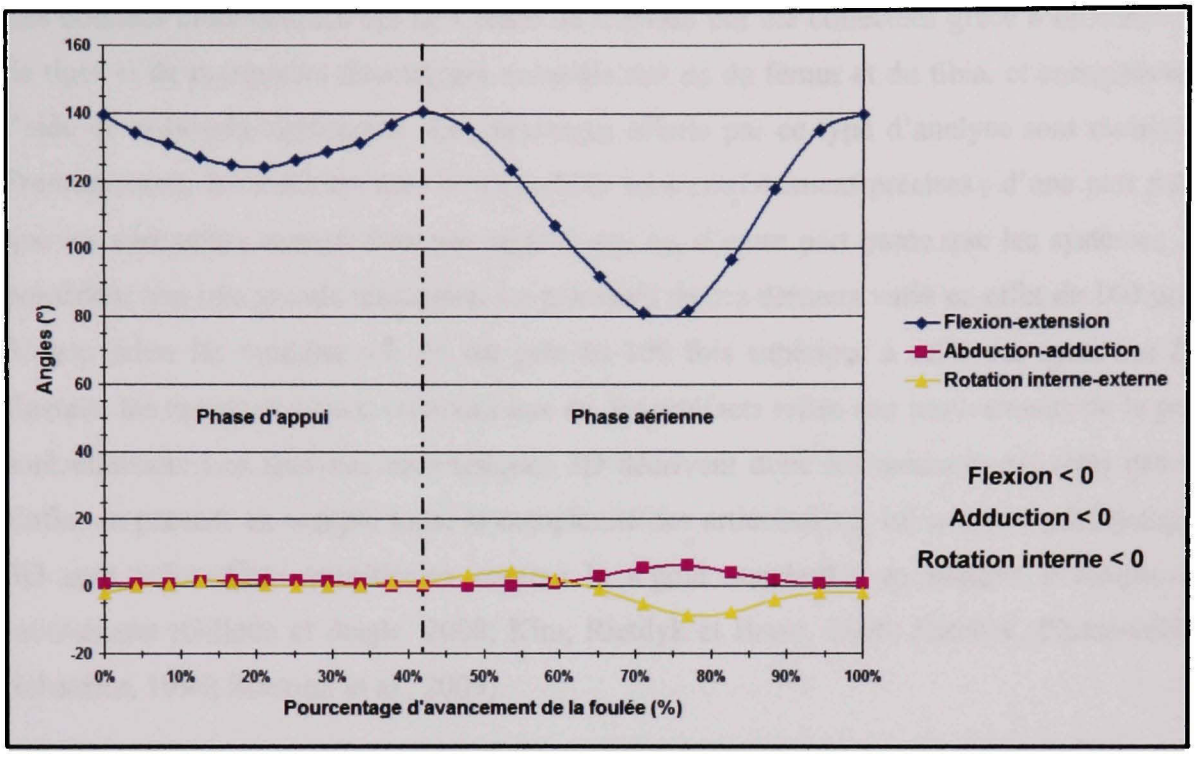


Figure 1.19 Évolution des trois rotations du genou au cours d'une foulée au trot d'après l'étude de Korvick (1994).

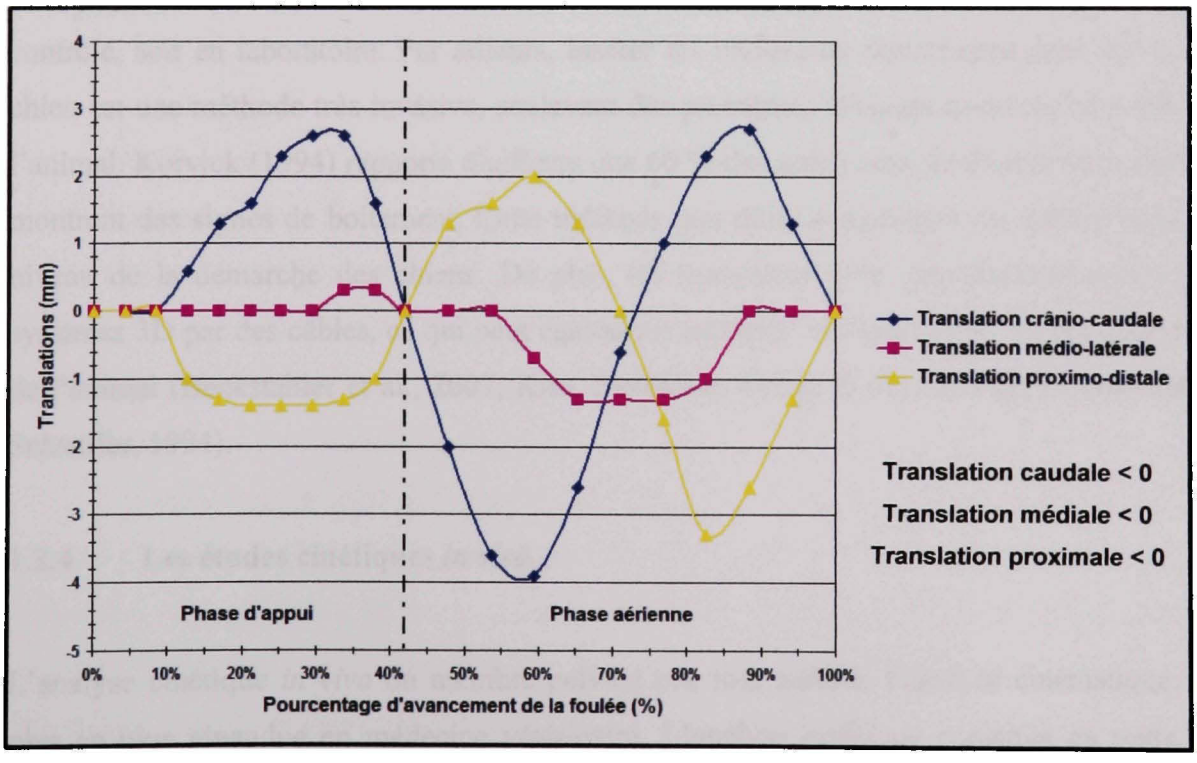


Figure 1.20 Évolution des trois translations du genou au cours d'une foulée au trot d'après l'étude de Korvick (1994).

Les données cinématiques 3D de l'étude de Korvick ont été collectées grâce à un ensemble de tiges et de marqueurs directement rattachés aux os du fémur et du tibia, et enregistrées à l'aide de radio-photogramétrie. Les avantages offerts par ce type d'analyse sont multiples. Premièrement, les informations 3D recueillies sont extrêmement précises ; d'une part parce que les marqueurs restent fixes par rapport aux os, d'autre part parce que les systèmes 3D possèdent une très grande résolution. La précision de ces derniers varie en effet de 100 µm à 30 µm selon les modèles, ce qui est près de 100 fois supérieur à celle des systèmes 2D. Ensuite, les marqueurs étant rattachés aux os, les artéfacts reliés aux mouvements de la peau sont éliminés. Les analyses cinématiques 3D décrivent donc les mouvements réels des os. Enfin, en prenant en compte toute la complexité des articulations, les analyses cinématiques 3D sont aujourd'hui considérées comme le « gold standard » en matière d'analyse du mouvement (Gillette et Angle, 2008; Kim, Rietdyk et Breur, 2008; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Schmidt et al., 2009).

Les analyses cinématiques 3D présentent néanmoins quelques inconvénients. Tout d'abord, les équipements qu'elles nécessitent sont dispendieux, et ne peuvent être utilisés qu'en milieu contrôlé, soit en laboratoire. Par ailleurs, insérer les marqueurs directement dans les os du chien est une méthode très invasive, soulevant des problèmes éthiques quant au bien être de l'animal. Korvick (1994) rapporte d'ailleurs que 60 % des spécimens diminuent leurs FRS et montrent des signes de boitement. Cette méthode peu donc occasionner un certain biais au niveau de la démarche des chiens. De plus, les marqueurs sont généralement reliés aux systèmes 3D par des câbles, ce qui peut également entraîner une gêne dans les déplacements de l'animal (Bockstahler et al., 2007; Kim, Rietdyk et Breur, 2008; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994).

1.2.4 Les études cinétiques *in vivo*

L'analyse cinétique *in vivo* du membre pelvien est, tout comme l'analyse cinématique, de plus en plus répandue en médecine vétérinaire. L'analyse cinétique constitue en outre un complément indispensable à toute analyse cinématique du membre pelvien. En effet, bien

que cinématique et cinétique soient inter-reliées, l'analyse cinématique du membre pelvien s'avère insuffisante pour caractériser à elle seule l'ensemble des mécanismes de la démarche canine. Bertram et son équipe affirment ainsi que « l'analyse cinématique est souvent incapable de discerner des différences, même substantielles, dans le fonctionnement du membre [pelvien] » (Bertram et al., 1997, p. 161). Il est d'ailleurs possible d'observer des diminutions de 23 % à 38 % des FRS du membre, sans qu'aucune différence significative ne soit observée au niveau de sa cinématique (Dogan et al., 1991).

D'une manière générale, l'analyse cinétique *in vivo* du membre pelvien consiste à évaluer les FRS intervenant lorsque la patte du chien entre en contact avec le sol. Ces FRS sont mesurées à l'aide d'une ou plusieurs plateformes de forces sur lesquelles le chien est libre de se déplacer. Les plateformes de forces sont des outils très simples d'utilisation, permettant d'analyser de façon précise et objective le fonctionnement normal et pathologique du membre pelvien. De plus, les résultats cinétiques obtenus à l'aide de ces outils sont aujourd'hui reconnus comme étant valides et reproductibles (Bertram et al., 2000; Bertram et al., 1997; Bockstahler et al., 2007; Budsberg et al., 1995; Conzemius et al., 2005; Gillette et Angle, 2008; Voss et al., 2007).

Malgré leurs qualités, les analyses cinétiques par plateformes de forces restent extrêmement peu documentées. En effet, les courbes détaillant l'évolution des FRS du membre pelvien, que ce soit à la marche ou au trot, n'ont été publiées que par un nombre restreint d'auteurs (Bertram et al., 2000; Bertram et al., 1997; Griffin, Main et Farley, 2004). Les principales données cinétiques disponibles ne sont, dans la majorité des cas, que les pics de force verticale (PFV) et l'impulsion verticale des FRS (Bockstahler et al., 2007; Budsberg et al., 1995; Conzemius et al., 2005; Havig et al., 2007; Voss et al., 2007). Toutefois, en ne considérant que les informations provenant d'analyses cinétiques réalisées sur des chiens de grande taille se déplaçant au trot, seules les études de Bertram (1997 et 2000), Budsberg (1995) et Voss (2007) ont été conservées. Les études de Griffin (2004), Bockstahler (2007), Conzemius (2005), et Havig (2007), réalisées à la marche ou sur des chiens présentant une RLCCr, ont ainsi été écartées de notre projet.

Les données cinétiques recueillies au sein des études de Bertram (1997 et 2000), Budsberg (1995) et Voss (2007) nous révèlent que le PFV moyen intervient au milieu de la phase d'appui au trot et s'élève à 75,3 % BW pour un membre pelvien. La Figure 1.21, créée à partir des études de Bertram (1997 et 2000), décrit quant à elle l'évolution des FRS verticales observées au cours d'une phase d'appui complète. Il est bon de remarquer que les études de Bertram (1997 et 2000) fournissent également l'évolution des FRS crânio-caudales et médio-latérales. N'étant pas indispensables à notre projet, elles ne sont toutefois pas détaillées dans le présent document.

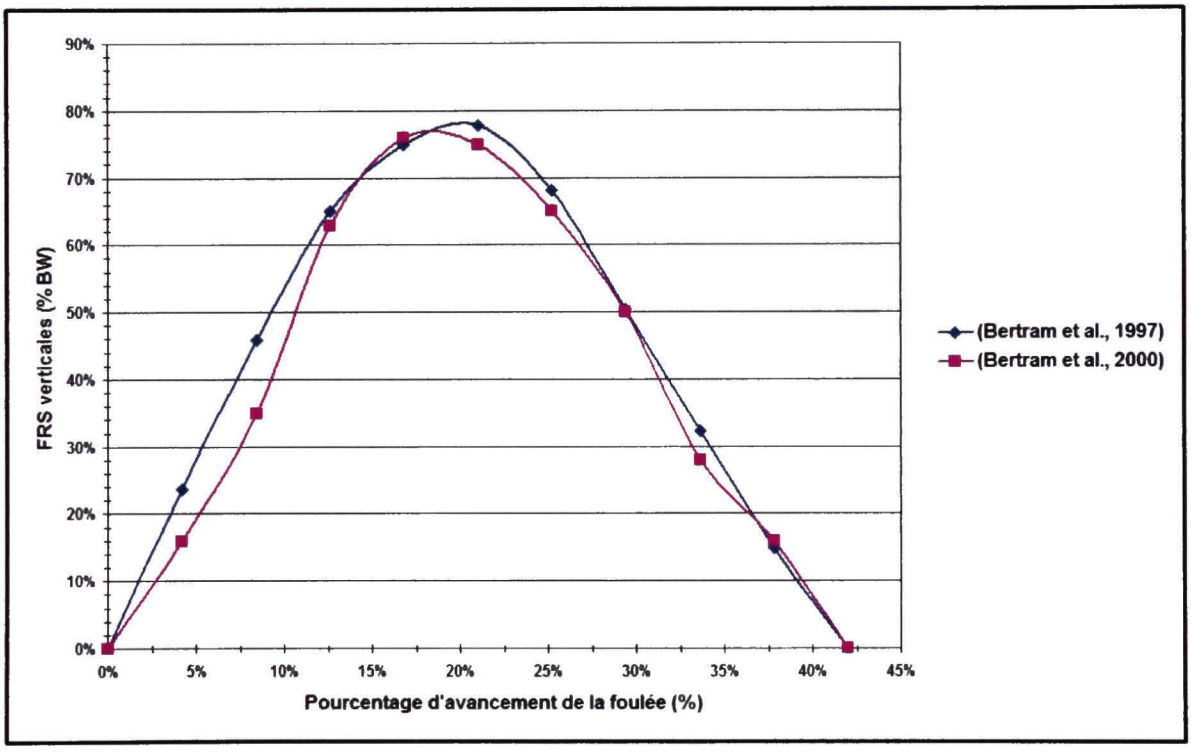


Figure 1.21 Évolution des FRS verticales au cours de la phase d'appui au trot du membre pelvien.

1.2.5 Les données spatio-temporelles

En plus de nous renseigner sur la cinématique et la cinétique 2D et 3D du membre pelvien, les études décrites précédemment nous fournissent diverses données spatio-temporelles concernant la démarche du chien au trot. Ainsi, en moyennant l'ensemble des données

disponibles, nous apprenons que la vitesse de déplacement des chiens est de 2 m/s, que la phase d'appui représente approximativement 42 % de la foulée complète, et que la fréquence des déplacements atteint 2 foulées par seconde (Allen et al., 1994; Bertram et al., 2000; Bertram et al., 1997; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Schaefer et al., 1998).

Par ailleurs, les études menées par Bertram (1997), Budsberg (1995), Gillette (1999 et 2008) et Schaefer (1998) confirment que le fonctionnement des membres pelviens droit et gauche est symétrique au trot, et ce tant d'un point de vue cinématique que cinétique. La connaissance d'une telle information est primordiale pour des études telle que la notre, puisqu'elle autorise la comparaison intra-spécimen. De fait, s'il existait des différences de mouvements entre les membres pelviens d'un même chien, ces dernières pourraient être considérées comme les conséquences directes d'une pathologie, telle que la RLCCr.

1.2.6 Récapitulatif

Nous avons jugé opportun de faire un récapitulatif des différentes études *in vivo* dont il a été question tout au long de ce chapitre. Les Tableau-A II–1 et Tableau-A II–2, situés en annexe pages 119 et 120, regroupent ainsi les principales caractéristiques des études cinématiques et cinétiques 2D et 3D ayant analysé le membre pelvien canin au cours des 20 dernières années.

1.3 Cinématique et cinétique *in vitro* du membre pelvien

Les études *in vivo* que nous avons décrites jusqu'ici fournissent des informations très réalistes sur la biomécanique du membre pelvien, et en particulier sur celle de l'articulation du genou. Inversement, à cause de leurs nombreuses simplifications et limites expérimentales, les résultats obtenus par les études *in vitro* du membre pelvien ne peuvent généralement pas être directement appliqués au domaine clinique. Le comportement naturel de l'articulation du genou est en effet extrêmement complexe, et ne peut, à l'heure actuelle, être reproduit à l'identique sur des spécimens cadavériques (Kim et al., 2009b).

Malgré tout, les études *in vitro* du membre pelvien présentent des avantages indéniables. Elles permettent notamment de pallier aux différents inconvénients inhérents aux études *in vivo*. Tout d'abord, elles autorisent la comparaison de plusieurs techniques chirurgicales sur un même spécimen, ce qui est, éthiquement parlant, inconcevable pour une étude *in vivo*. Elles offrent en outre un environnement bien mieux contrôlé, réduisant ainsi les erreurs de reproductibilité reliées à l'utilisation de spécimens vivants. Par ailleurs, les biais observés dans l'étude cinématique 3D de Korvick (1994) au niveau de la démarche des chiens et occasionnés par la douleur provoquée par les marqueurs insérés dans les os sont totalement éliminés lors d'une étude *in vitro*. Les études *in vitro* s'avèrent aussi plus conformes à l'éthique que les études *in vivo* puisqu'elles sont généralement réalisées à l'aide de spécimens cadavériques recueillis sur des chiens euthanasiés pour des raisons non reliées aux études (Apelt, Kowaleski et Boudrieau, 2007; Chailleux et al., 2007; Kim et al., 2009a; 2009b; Kowaleski et al., 2005; Pozzi et al., 2006; Warzee et al., 2001). Enfin, ces études présentent les avantages d'être plus simples et moins chères à réaliser qu'une étude *in vivo*, tout en permettant de recueillir des données cinématiques et cinétiques 3D beaucoup plus facilement (Chailleux et al., 2007). Les études *in vitro* se révèlent donc cruciales pour « comprendre les concepts biomécaniques fondamentaux et aider à valider des théories » (Kim et al., 2009b, p. 38).

Réalisées à partir de spécimens cadavériques, les études *in vitro* du membre pelvien impliquent nécessairement l'utilisation de montages expérimentaux. Le rôle de ces derniers consiste alors à conditionner et à animer le spécimen de sorte à se rapprocher le plus possible des conditions *in vivo*. Il existe aujourd'hui deux catégories de montages expérimentaux : les montages statiques ou quasi-statiques et les montages dynamiques. Les premiers permettent seulement de reproduire des tests manuels de laxité en soumettant le genou à des forces passives. Les seconds permettent de reproduire la cinématique 3D *in vivo* du genou. Le mémoire d'Emna Jaafar (2009) dressant une liste complète des différents montages expérimentaux développés à ce jour, nous n'en préciserons dans les chapitres suivants que les principales caractéristiques.

1.3.1 Les montages statiques et quasi-statiques

Malgré leurs qualités évidentes, les études *in vitro* du membre pelvien sont rares et peu diversifiées. À notre connaissance, la plupart des études s'étant intéressées au genou canin ont été réalisées à partir de montages expérimentaux statiques et quasi-statiques.

Les études menées par Patterson (1991), Lewis (1997) et Harper (2004) utilisent toutes le même type de montage quasi-statique. Ce dernier autorise uniquement les mouvements de translation crânio-caudale (TCC) du genou, hormis celui de l'équipe d'Harper (2004) qui autorise également la rotation interne-externe du tibia par rapport au fémur. Les membres cadavériques sont amputés des articulations de la hanche et de la cheville avant d'être placés dans le montage. En maintenant le genou dans une position fixe prédéterminée et en lui appliquant une force crânio-caudale avant et après RLCCr, ce montage expérimental ne permet aux équipes de Patterson (1991) et Harper (2004) d'évaluer l'efficacité de diverses techniques chirurgicales qu'en termes de laxité et de rigidité crânio-caudales. L'équipe de Lewis (1997) n'a pour sa part utilisé ce montage que pour tester les propriétés mécaniques de monofilaments en nylon utilisés au cours de techniques chirurgicales.

Six autres études *in vitro* utilisant un montage statique ont été trouvées (Apelt, Kowaleski et Boudrieau, 2007; Kim et al., 2009a; 2009b; Kowaleski et al., 2005; Pozzi et al., 2006; Warzee et al., 2001). Toutes ces études ont été réalisées à partir du même montage expérimental (Figure 1.22). Ce dernier présente l'avantage, par rapport à celui des trois études précédentes, de simuler une activité musculaire. En effet, un câble reliant le calcanéum à la tête du péroné est tendu à l'aide d'un ridoir (*Figure 1.22) afin de reproduire la traction du gastrocnémien. Un autre câble, muni d'un ressort (**Figure 1.22) et reliant la rotule à la partie proximale du fémur, mime pour sa part l'action des quadriceps. Une fois placés dans le montage, les membres cadavériques sont maintenus grâce à ces deux câbles dans une position correspondant au milieu de la phase d'appui. À cet instant, la « hanche », le genou et la cheville font des angles de 70°, 135°, et 145° respectivement (Figure 1.22). Par ailleurs, afin d'approcher les conditions *in vivo* de mise en charge, le membre cadavérique est

chargé à hauteur de 30 % BW, ce qui correspond approximativement aux charges observées chez un chien à la marche (Tableau-A II–2 p. 120). Finalement, en comparant les positions statiques de genoux sains, disséqués – c'est-à-dire sur lesquels le LCCr a été coupé – puis reconstruits chirurgicalement, ces six études ont pu déterminer l'efficacité de plusieurs techniques chirurgicales telles que le nivellement du plateau tibial (TPLO) ou encore l'avancement de la tubérosité tibiale (TTA). Leur efficacité n'a malheureusement été évaluée qu'en termes de subluxation crâniale du tibia par rapport au fémur, hormis l'étude de Warzee (2001) qui considère également la rotation interne-externe du tibia et les contraintes subies par le LCCr, et celles de Kim (2009a et 2009b) qui prennent en compte les six DDL du genou ainsi que la pression intra-articulaire.

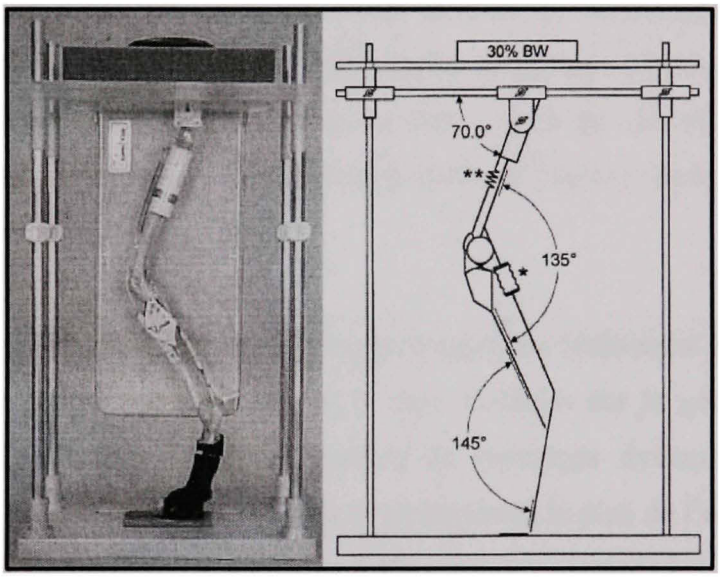


Figure 1.22 Photographie et schéma du montage expérimental utilisé par Warzee et son équipe.
Tirée de (Warzee et al., 2001, p. 282)

Les montages statiques ou quasi-statiques tels que ceux que nous venons de décrire sont intéressants de par leur simplicité d'utilisation et la reproductibilité des résultats qu'ils fournissent. Néanmoins, ces derniers sont incapables de prendre en considération toute la complexité du genou, de le placer sous des conditions de mise en charge avoisinant celles d'un chien au trot, ni de reproduire de façon dynamique sa cinématique 3D. Réunir ces trois

conditions s'avère pourtant indispensable à l'évaluation objective des effets des techniques de stabilisation dynamique que sont la TPLO et la TTA sur la cinématique réelle du genou.

1.3.2 Les montages dynamiques

À notre connaissance, la seule et unique étude ayant analysé la cinématique 3D du genou canin à l'aide d'un montage dynamique est celle de Chailleux (2007). Plus précisément, ce montage permet, une fois les extrémités du fémur et du tibia sectionnées et fixées à l'intérieur, de simuler la dynamique du genou en appliquant une force de 100 N au tendon des quadriceps. Évaluant deux techniques de stabilisation dynamique, l'étude de Chailleux (2007) ne fournit malheureusement que quatre des six DDL de l'articulation. De plus, aucune charge n'est appliquée au genou, ce qui a pour effet de ne provoquer aucune subluxation crâniale du tibia suite à la RLCCr. Le fonctionnement normal ou pathologique du genou, ou encore l'efficacité de diverses techniques chirurgicales, ne peuvent donc être objectivement évalués à l'aide de ce type de montage.

Aucune des études *in vitro* du genou canin ne correspondant réellement à nos attentes, nous nous sommes donc tournés vers les études *in vitro* réalisées sur le genou humain. Emna Jaafar (1999) ayant détaillé un grand nombre de montages dynamiques utilisés chez l'Homme, nous ne présenterons ici que celui se rapprochant le plus de l'objectif principal de notre étude, à savoir l'« Oxford Rig » (Figure 1.23).

Initialement développé par Biden et O'Connor (1990), l'« Oxford Rig » a été utilisé par de nombreux auteurs dont, entre autres, Zavatsky (1997), D'Lima (2000) et Walker (2003). Ce montage est constitué de plusieurs articulations mécaniques autorisant les mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction, et de rotation interne-externe de la cheville, ainsi que la flexion-extension et la rotation interne-externe de la hanche, de telle sorte qu'aucun des 6 DDL du genou n'est contraint. Une fois placé dans le montage, le genou humain est actionné à l'aide d'un moteur exerçant une traction sur le tendon des quadriceps, et ses déplacements sont guidés par deux axes verticaux. Une charge statique est appliquée au

niveau de la hanche afin de générer un moment de 50 Nm dans le genou, et ainsi reproduire les conditions de mise en charge mesurées *in vivo*. Finalement, le seul inconvénient de ce montage est qu'il n'est capable de simuler que des mouvements isocinétiques tels que la phase d'appui lors d'une montée d'escaliers, ou un accroupissement. L'« Oxford Rig » ne permet en aucun cas de reproduire la cinématique 3D d'une phase d'appui à la marche, phase au cours de laquelle les articulations de la hanche et de la cheville ne restent pas alignées, ce qui modifie le signe du moment induit au niveau du genou.

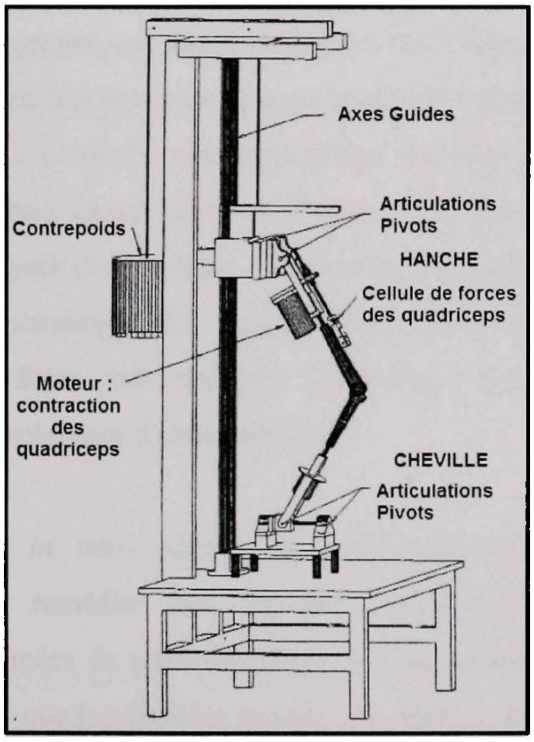


Figure 1.23 Schéma du montage expérimental « Oxford Rig ».
Adaptée de (D'Lima et al., 2000, p. 152)

1.3.3 Récapitulatif

Le Tableau-A III–1, en annexes page 121, regroupe les principales caractéristiques des études *in vitro* du membre pelvien canin que nous avons décrites jusqu'ici.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE

2.1 Problématique

Force est de constater, à la lecture de notre revue de la littérature, que le nombre de données *in vivo* concernant la cinématique au trot du membre pelvien, et plus particulièrement celle de genoux sains et pathologiques, est extrêmement restreint. Par ailleurs, bien que l'analyse cinématique 3D soit aujourd'hui reconnue comme le « gold standard » en matière d'analyse du mouvement, il n'existe à notre connaissance qu'une seule étude *in vivo* qui ait évalué les six DDL complets du genou canin (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994). Toutefois, malgré le fait que les analyses cinématiques 3D résolvent la majorité des erreurs de mesure inhérentes aux analyses cinématiques 2D, elles induisent tout de même un biais au niveau de la démarche des chiens. Elles sont également exposées à une grande variabilité inter-spécimens ainsi qu'à des problèmes d'ordre éthique.

Les études cinématiques *in vitro* offrent un environnement parfaitement contrôlé et présentent l'avantage de remédier aux différents inconvénients des études *in vivo*. Malheureusement, les données *in vitro* décrivant la cinématique au trot du genou canin s'avèrent encore plus rares que les données *in vivo*. En outre, la plupart des études recensées à ce jour ont été réalisées à partir de montages expérimentaux statiques ou quasi-statiques, et n'ont évalué qu'un ou deux DDL de genoux placés sous de faibles charges statiques. Pourtant, tel que Tashman le mentionne : « l'évaluation dynamique de la cinématique 3D [du genou canin] est essentielle pour comprendre aussi bien le fonctionnement normal de l'articulation que les effets d'une blessure ou d'une maladie » comme la RLCCr ou l'OA (Tashman et Anderst, 2003, p. 238).

L'unique montage expérimental autorisant une analyse dynamique de la cinématique 3D du genou est l'« Oxford Rig ». Ce montage ne permet pourtant d'effectuer que des mouvements

isocinétiques, et n'a jamais été utilisé dans le cadre d'une étude portant sur le genou canin. De ces observations provient ainsi l'idée de construire un montage expérimental qui, tout en s'inspirant des possibilités offertes par l'« Oxford Rig », permettrait de reproduire les mouvements du genou canin au cours d'une phase d'appui au trot.

2.2 Hypothèses de travail

L'hypothèse principale à partir de laquelle notre projet s'est construit suppose que pour évaluer convenablement le fonctionnement de genoux sains, l'influence d'une RLCCr, ou bien l'efficacité d'une technique chirurgicale, il est indispensable de mesurer la cinématique 3D de l'articulation.

De cette hypothèse principale résultent les hypothèses spécifiques décrites en suivant :

- Le montage expérimental permet, en simulant les mouvements de la cheville et du tarse, de reproduire une cinématique 3D du genou canin comparable à celle rapportée dans la littérature *in vivo*.
- La méthodologie employée afin de tester les spécimens cadavériques ainsi que le montage expérimental permettent d'obtenir des résultats cinématiques 3D fiables et reproductibles.
- Les mesures de la cinématique 3D des genoux testés dans le montage expérimental permettent de déterminer l'état de l'articulation, à savoir si elle est saine, lésée, ou ostéoarthrosique.

2.3 But de l'étude

Confrontés à un manque de connaissances flagrant en ce qui à trait à la cinématique du genou canin sain, aux conséquences d'une RLCCr, ou encore aux effets positifs et négatifs des techniques chirurgicales actuelles, notre projet est né du désir de chirurgiens vétérinaires d'obtenir un outil capable d'évaluer de façon fiable, objective et valide la cinématique 3D de genoux sains, pathologiques et reconstruits. À terme, notre projet leur permettra de

déterminer l'efficacité réelle des techniques chirurgicales les plus couramment pratiquées, et ainsi d'apporter une réponse à la controverse concernant la technique optimale à utiliser en cas de RLCCr. En outre, notre projet permettra d'améliorer les techniques chirurgicales existantes, voire d'en développer de plus efficaces.

Le but principal de notre étude est donc de concevoir puis de valider un montage expérimental capable de reproduire *in vitro* et de façon dynamique la cinématique 3D du membre pelvien canin au cours de la phase d'appui au trot, tout en plaçant le membre pelvien sous des conditions de mise en charge quasi-physiologiques.

Il découle de cet objectif principal, les objectifs spécifiques suivants :

- Développer un modèle théorique du membre pelvien canin permettant de déterminer les mouvements relatifs des os au cours de la phase d'appui au trot, ainsi que les forces nécessaires à leur mise en mouvement.
- Fabriquer un montage expérimental à partir du modèle théorique du membre pelvien.
- Évaluer la reproductibilité et la fiabilité du système de centrage utilisé pour préparer les membres pelviens cadavériques aux essais expérimentaux.
- Évaluer la reproductibilité et la fiabilité des résultats cinématiques 3D obtenus grâce au montage expérimental, en comparant les données mesurées à celles rapportées dans la littérature *in vivo*.
- Évaluer notre capacité à déterminer l'état d'un genou uniquement à l'aide des données cinématiques 3D enregistrées au cours des essais expérimentaux.
- Évaluer l'influence de la longueur des os du fémur et du tibia sur les résultats cinématiques 3D enregistrés au cours des essais expérimentaux.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Montage expérimental

Afin de rendre la lecture de ce document plus aisée, nous avons choisi de présenter notre montage expérimental avant les calculs cinématiques et statiques à partir desquels il a été construit. La version finale de notre montage expérimental, préalablement conçue à partir d'un logiciel de CAO (Catia V5 software, IBM corp. USA), est ainsi présentée par la Figure 3.1 suivante.

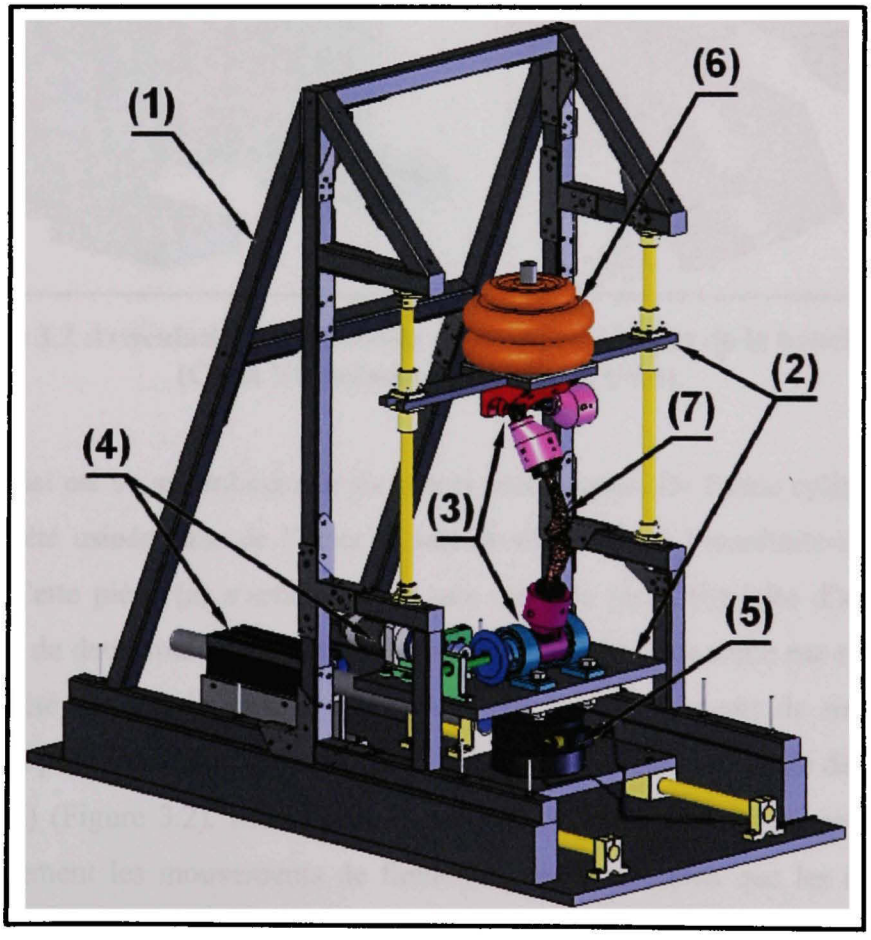


Figure 3.1 Modélisation numérique du montage expérimental (Catia V5 software, IBM corp. USA).

Ce montage expérimental se compose essentiellement d'une charpente fixe faite de bois, d'acier et d'aluminium, que nous nommerons bâti (1) dans la suite du document (Figure 3.1). Il comporte également deux plateaux mobiles supérieur et inférieur (2) se translatant de façon proximo-distale et crânio-caudale le long des axes verticaux et horizontaux du bâti (représentés en jaune sur la Figure 3.1). Hormis leur translation respective, ces deux plateaux sont totalement contraints par le bâti. Le montage expérimental dispose ensuite de deux solides artificiels (3), le tarse et la hanche artificiels (Figure 3.1 et Figure 3.2).

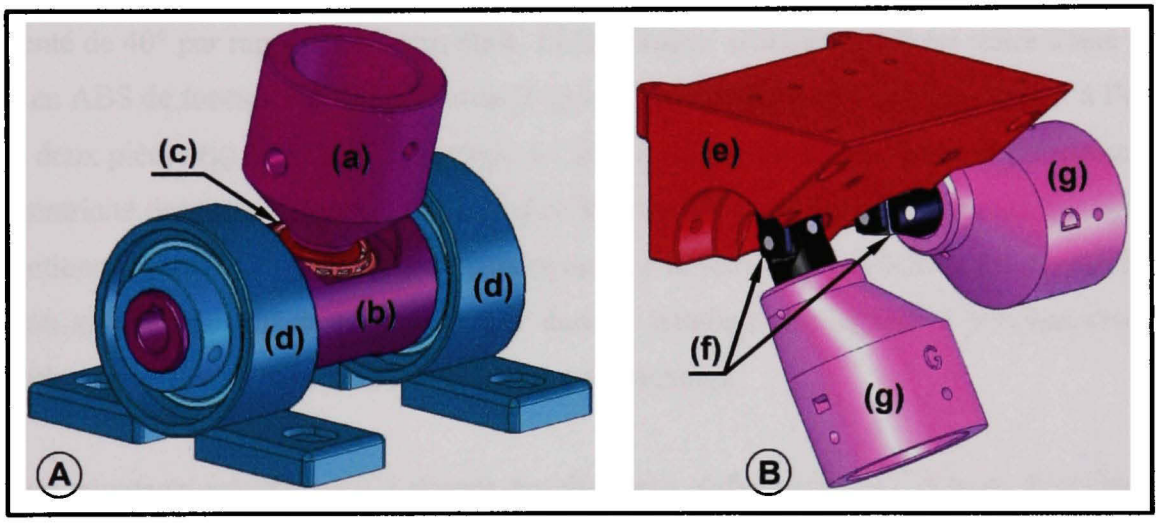


Figure 3.2 Articulations artificielles de la cheville (A) et de la hanche (B) (Catia V5 software, IBM corp. USA).

Le tarse artificiel est un assemblage de six pièces mécaniques. De forme cylindrique creuse, la pièce (a) a été usinée dans de l'acier et sert de réceptacle à l'extrémité distale du tibia (Figure 3.2). Cette pièce (a) s'articule avec une seconde pièce (b) faite d'acier usiné par l'intermédiaire de deux roulements coniques (c) (Figure 3.2). Construite par nos soins, cette articulation a été conçue de sorte à n'autoriser que les mouvements de rotation interne-externe du tibia par rapport au fémur. Enfin, la pièce (b) s'articule autour de deux roulements cylindriques (d) (Figure 3.2). Modélisant la cheville du membre pelvien, cette articulation autorise uniquement les mouvements de flexion-extension. Notons que les roulements (d) sont solidement attachés au plateau inférieur du montage afin de bloquer tout mouvement entre le plateau et le tarse artificiel (Figure 3.1).

La hanche artificielle constitue quant à elle un assemblage de cinq pièces mécaniques. Pour les mêmes raisons que ci-dessus, la pièce (e) est fermement attachée au plateau supérieur du montage (Figure 3.1 et Figure 3.2). Réalisée en acrylonitrile butadiène styrène (ABS) par prototypage rapide, cette pièce symétrique reçoit deux articulations mécaniques (f) à deux DDL (Figure 3.2). Ces dernières modélisent l'articulation de la hanche du membre pelvien et n'autorisent que les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction du fémur. Notons que la pièce (e) mesure 90 mm du centre de l'articulation de la hanche à son extrémité crânio-proximale et qu'elle a été conçue de façon à ce que son axe incliné soit orienté de 40° par rapport à l'horizontale. Enfin, chaque articulation (f) est reliée à une pièce (g) en ABS de forme cylindrique creuse (Figure 3.2). Symétriques l'une par rapport à l'autre, ces deux pièces (g) servent de réceptacle à l'extrémité proximale du fémur et présentent une excentricité permettant de recréer les 5° d'inclinaison existant entre l'axe mécanique et l'axe fonctionnel du fémur. Il est bon de remarquer que la hanche artificielle a été construite de façon symétrique afin de pouvoir placer dans le montage des membres pelviens droits et gauches sans avoir à démonter aucun élément du montage.

Notre montage expérimental présente ensuite deux actionneurs (4) (Figure 3.1). Situé à l'arrière du montage, le premier actionneur est un vérin électromagnétique permettant de recréer la translation caudale du tarse artificiel calculée lors de l'analyse cinématique du membre pelvien décrite au CHAPITRE 3.2 (Figure 3.9 p. 58). Le second actionneur constitue pour sa part un moteur rotatif situé sur le plateau inférieur du montage. Relié au tarse par l'intermédiaire d'engrenages, ce moteur permet de recréer la flexion de la cheville calculée lors de l'analyse cinématique décrite au CHAPITRE 3.2 (Figure 3.9 p. 58). Notre montage expérimental possède également une cellule de force (5) (MTS, Minibionix, Mineapolis, MN) permettant de mesurer les FRS verticales au cours de la phase d'appui au trot.

Pour finir, notre montage expérimental dispose d'une charge (6) statique directement appliquée au niveau du plateau supérieur (Figure 3.1). Au cours des essais, cette charge est supportée par le membre pelvien cadavérique (7) placé dans le montage et représente 45 % BW du chien sur lequel il a été prélevé (Figure 3.1).

3.2 Analyse cinématique du membre pelvien[5]

Comme nous l'avons mentionné précédemment, l'analyse cinématique du membre pelvien est une étape indispensable à la conception du mécanisme articulé qu'est notre montage expérimental. Cette étape permet en effet, en modélisant le membre pelvien à l'aide de différents segments solides reliés entre eux par des liaisons mécaniques usuelles, de déterminer les déplacements linéaires et angulaires ainsi que les vitesses de translation et de rotation des os au cours de la phase d'appui au trot.

Une fois ces informations obtenues, nous disposerons de l'ensemble des paramètres nécessaires au dimensionnement et au positionnement des divers éléments mécaniques du montage expérimental. Ces informations permettront également de programmer et de commander adéquatement les deux moteurs du montage. Enfin, au terme de notre analyse cinématique, seuls les efforts que devront fournir les moteurs nous feront défaut. Ces derniers seront alors évalués par l'analyse statique du membre pelvien.

3.2.1 Modèle théorique

Il est nécessaire, avant de passer à l'analyse cinématique proprement dite, d'élaborer un modèle théorique du membre pelvien. En d'autres termes, nous devons simplifier le membre pelvien, moyennant un certain nombre d'hypothèses, afin de le rendre exploitable mathématiquement parlant.

Cette étape est assez complexe, de par la nature même des différentes structures à simplifier. En effet, comme nous l'avons vu lors de notre revue de la littérature, les os du membre pelvien possèdent des géométries très hétérogènes, pouvant varier d'un individu à l'autre. De même, il est extrêmement difficile de modéliser les articulations reliant ces os par des liaisons mécaniques simples, qui plus est lorsque l'on veut conserver l'intégralité des

[5] Notez que ce chapitre a été en partie repris de mon rapport de projet de fin d'étude, réalisé au LIO sous la direction de Nicola Hagemeister, et rédigé par mes soins en juin 2007.

mouvements qu'elles autorisent. Le but de notre projet étant, à terme, de mesurer la cinématique 3D du genou, notre modélisation doit donc prendre en compte l'ensemble des six DDL de l'articulation de manière à ce qu'aucun d'entre eux ne soit bloqué.

3.2.1.1 Choix et modélisation des solides

Le modèle théorique du membre pelvien pour lequel nous avons opté est représenté par la Figure 3.3 suivante. Ce modèle comprend cinq solides principaux – la hanche, le fémur, les quadriceps, le tibia, et le tarse – pouvant se subdiviser en deux groupes distincts : les solides artificiels et les solides modélisés.

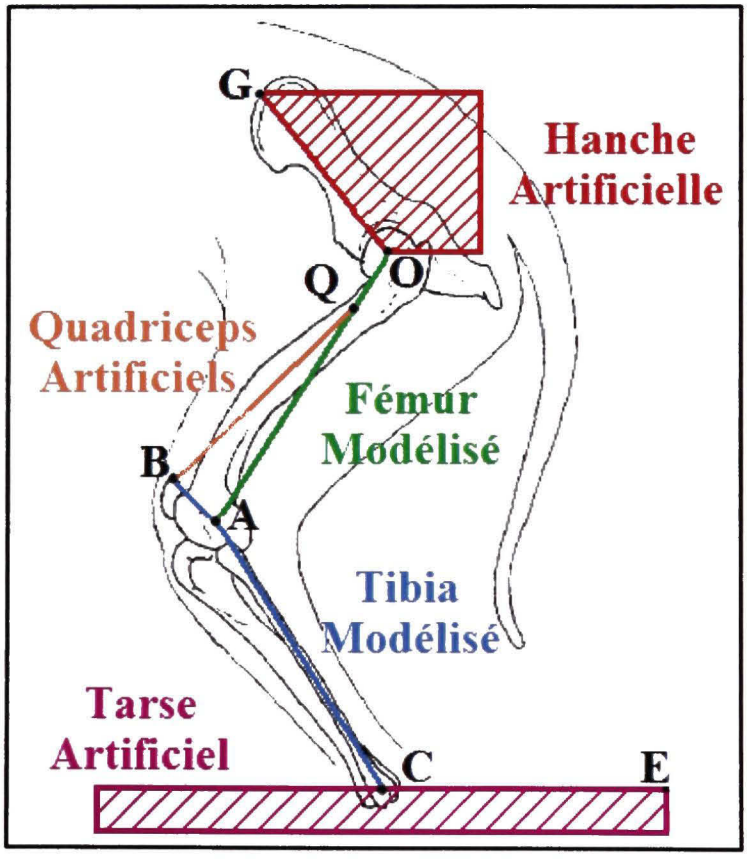


Figure 3.3 Modèle théorique du membre pelvien.

Le fémur et le tibia étant les seules structures à être conservées « intactes » pour les tests expérimentaux, la conformation des os de la hanche et du tarse, ainsi que celle des différents muscles du membre pelvien n'a pas été prise en compte lors de l'élaboration de notre modèle théorique. La hanche, le tarse, et les quadriceps sont donc considérés comme « artificiels » puisqu'ils ne représentent qu'un assemblage de pièces mécaniques fabriquées par nos soins, et qu'ils ne partagent aucune similitude avec les structures réelles, si ce n'est leur fonction (Figure 3.2 p. 46). D'un autre côté, le fémur et le tibia sont considérés comme des solides « modélisés ». En effet, constituant des segments reliant les centres articulaires de la hanche, du genou, et de la cheville, la mise en place de ces deux solides repose entièrement sur des points anatomiques réels des os.

Qu'ils soient « artificiels » ou « modélisés », les cinq solides de notre modèle théorique sont reliés entre eux au niveau des six points O, A, B, C, E, G, et Q (Figure 3.3). Le point O correspond au centre de l'articulation de la hanche, ce qui signifie qu'il est confondu avec le centre le centre de la tête fémorale. Le point A représente le centre fonctionnel de l'articulation du genou. Il se situe donc au milieu du segment reliant les condyles médial et latéral du fémur, tel que défini par Grood et Suntay (1983). Le point B correspond à la base de la rotule, tandis que le point C coïncide avec le centre de l'articulation de la cheville. Ce point est décrit comme étant au centre des malléoles médiale et latérale du tibia (Grood et Suntay, 1983). Les points E et G ont quant à eux été placés de façon arbitraire : le premier sur l'extrémité caudale du tarse artificiel, et le second au niveau de l'extrémité crânio-proximale de la hanche artificielle (Figure 3.2 p. 46). Enfin, le point Q se situe approximativement au centre des origines des vastes latéral, médial et intermédiaire des quadriceps (Figure-A I–1 p. 118) (Shahar et Milgram, 2001).

Par ailleurs, nous considérons dans notre modèle théorique que la rotule est solidaire du tibia via le tendon rotulien, et que les efforts de contact entre la rotule et le fémur sont négligeables. Nous mènerons donc nos calculs comme si la rotule transmettait directement les efforts des quadriceps au tibia en jouant le rôle de bras de levier, et comme s'il n'existait aucun lien entre elle et le fémur. De même, par souci de simplification, nous prenons en

compte uniquement les muscles extenseurs du genou que sont les quadriceps. Les muscles des ischio-jambiers, le fessier moyen, et le tenseur du fascia lata répertoriés au Tableau 1.1 page 19 ne seront pas considérés dans le cadre de cette étude.

3.2.1.2 Schéma cinématique 3D

L'ensemble des solides de notre modèle étant clairement défini, nous devons à présent déterminer quels types de liaisons utiliser afin de les relier entre eux. Pour ce faire, il est indispensable de garder à l'esprit qu'une fois le membre pelvien placé dans le montage expérimental, aucun des six DDL du genou canin ne doit être bloqué.

La Figure 3.4 suivante présente le schéma cinématique 3D du modèle théorique du membre pelvien que nous avons adopté dans notre étude. Ce schéma cinématique expose les différentes liaisons mécaniques utilisées aux points de jonction O, A, B, C, E, G, et Q précédemment décrits. De haut en bas, nous pouvons ainsi énumérer les liaisons suivantes :

- Bâti/Hanche = liaison glissière d'axe $(G, \vec{z})$: permet la translation distale du pelvis artificiel au cours de la phase d'appui au trot ;
- Hanche/Fémur = liaison sphérique à doigt de centre O : autorise les mouvements de flexion/extension selon l'axe $(O, \overrightarrow{x_1})$ et d'abduction/adduction selon l'axe $(O, \overrightarrow{y_1})$;
- Fémur/Quadriceps = liaison pivot d'axe $(Q, \overrightarrow{x_Q})$: permet au câble modélisant les quadriceps de suivre les mouvements du fémur au cours de la phase d'appui au trot ;
- Fémur/Tibia = liaison pivot d'axe $(A, \overrightarrow{x_1})$: seul le mouvement de flexion/extension du tibia vis-à-vis du fémur est pris en compte pour nos calculs ;
- Quadriceps/Tibia = liaison pivot d'axe $(B, \overrightarrow{x_Q})$: cette liaison semble la plus à même de reproduire les mouvements des deux solides concernés ;
- Tibia/Tarse = liaison sphérique à doigt de centre C : permet les mouvements de flexion/extension selon l'axe $(C, \overrightarrow{x_2})$ et de rotation interne/externe selon l'axe $(C, \overrightarrow{z_2})$;
- Tarse/Bâti = liaison glissière d'axe $(E, \vec{y})$: permet la translation caudale du tarse artificiel au cours de la phase d'appui au trot.

Il est bon de noter que pour chaque liaison pivot décrite ci-dessus, l'indice porté par l'axe $\vec{x}$ importe peu puisque nous avons fait en sorte que les axes $\vec{x}$ de tous nos repères soient confondus. Néanmoins, afin de rester cohérent avec les repères associés à chaque liaison, nous avons choisi de les conserver.

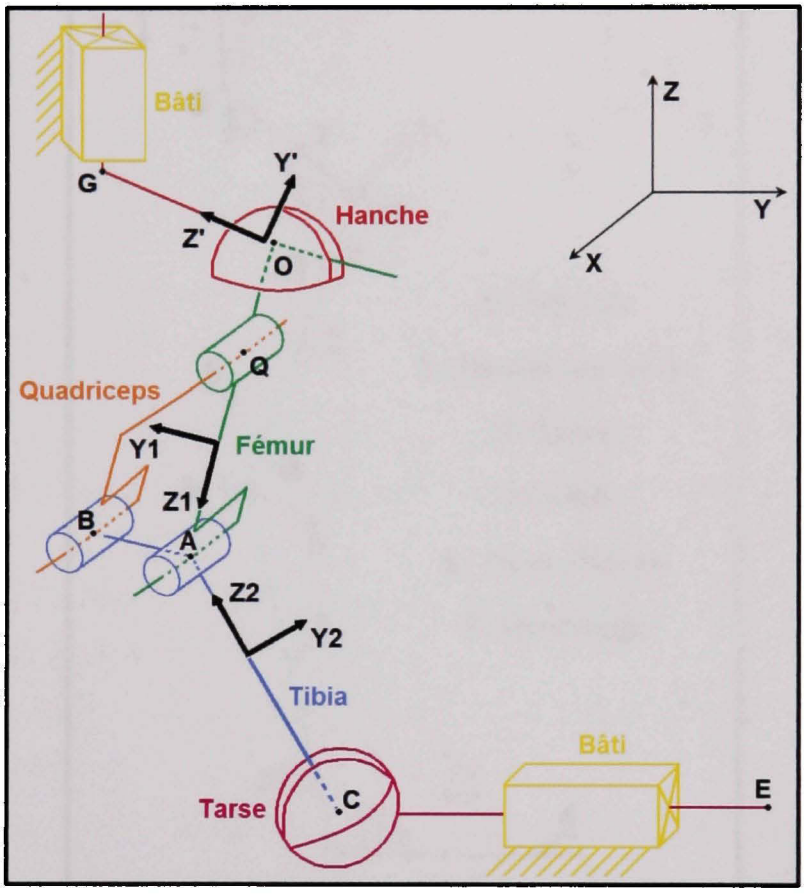


Figure 3.4 Schéma cinématique 3D du membre pelvien.

3.2.1.3 Schéma cinématique 2D et paramétrage des liaisons

Malgré le fait que nous ayons défini notre modèle théorique dans l'espace 3D, nos calculs cinématiques n'ont été effectués que dans le plan sagittal, soit en 2D. En effet, les deux moteurs de notre montage expérimental n'interviennent que dans le plan sagittal, puisque c'est au niveau de ce dernier que les amplitudes de mouvement du membre pelvien sont les

plus importantes. Nous avons donc converti le schéma cinématique 3D précédent en un schéma 2D, et basé l'ensemble de nos calculs sur les systèmes d'axes et les paramètres de liaisons qui y sont détaillés (Figure 3.5 et Figure 3.6).

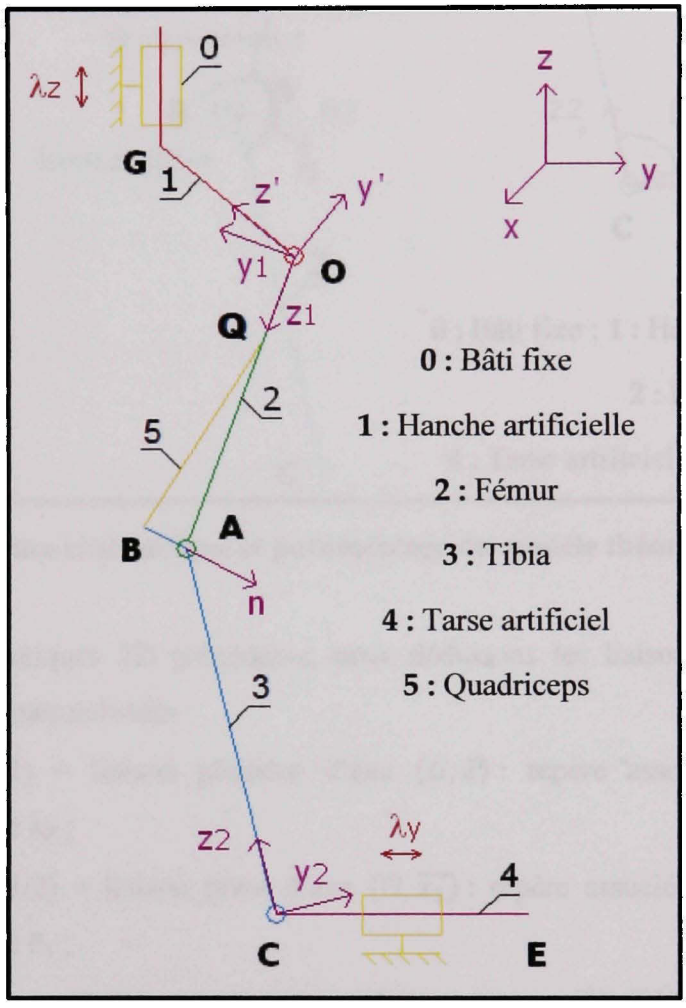


Figure 3.5 Schéma cinématique et paramétrage du modèle théorique 2D.

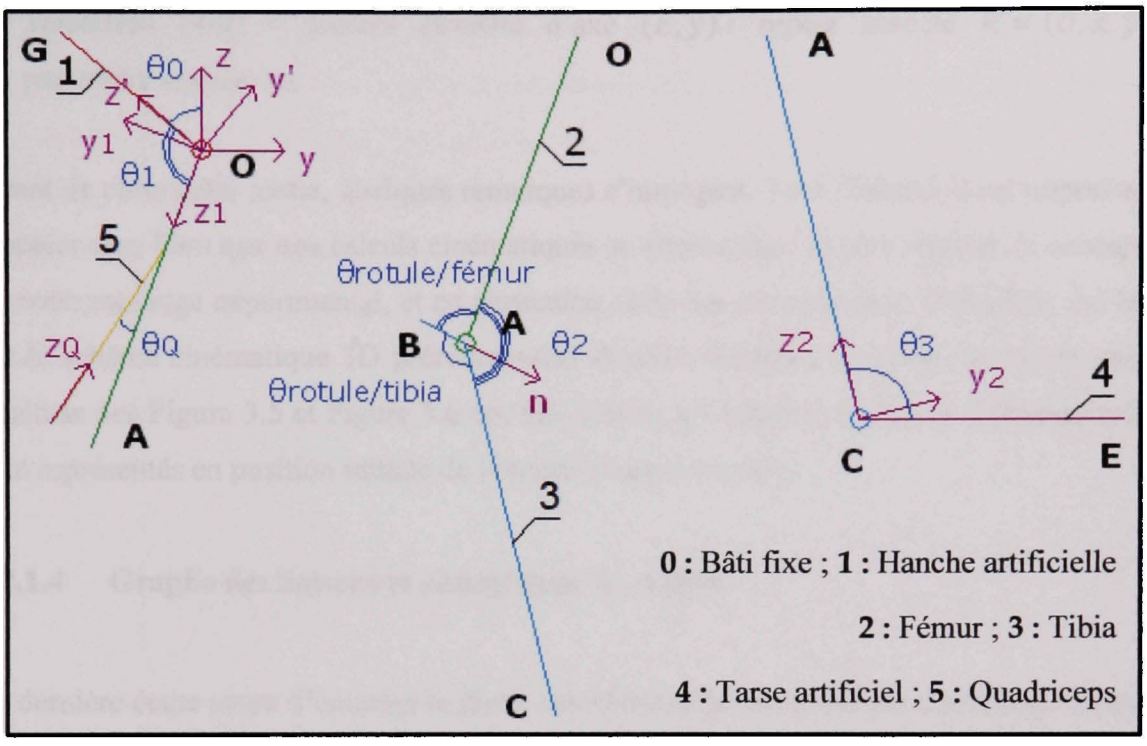


Figure 3.6 Schéma cinématique et paramétrage du modèle théorique 2D (suite).

Des schémas cinématiques 2D précédents, nous déduisons les liaisons simplifiées et les paramètres cinématiques suivants :

- Bâti/Hanche (0/1) = liaison glissière d'axe $(G,\vec{z})$: repère associé $R = (O,\vec{x},\vec{y},\vec{z})$, paramètre associé λ_Z ;
- Hanche/Fémur (1/2) = liaison pivot d'axe $(O,\overrightarrow{x_1})$: repère associé $R_1 = (O,\overrightarrow{x_1},\overrightarrow{y_1},\overrightarrow{z_1})$, paramètre associé θ_1 ;
- Fémur/Quadriceps (2/5) = liaison pivot d'axe $(Q,\overrightarrow{x_Q})$: repère associé $R_Q = (Q,\overrightarrow{x_Q},\overrightarrow{y_Q},\overrightarrow{z_Q})$, paramètre associé θ_Q ;
- Fémur/Tibia (2/3) = liaison pivot d'axe $(A,\overrightarrow{x_1})$: repère associé $R_1 = (O,\overrightarrow{x_1},\overrightarrow{y_1},\overrightarrow{z_1})$, paramètre associé θ_2 ;
- Quadriceps/Tibia (5/3) = liaison pivot d'axe $(B,\overrightarrow{x_Q})$: repère associé $R_Q = (Q,\overrightarrow{x_Q},\overrightarrow{y_Q},\overrightarrow{z_Q})$, paramètre associé θ_Q ;
- Tibia/Tarse (3/4) = liaison pivot d'axe $(C,\overrightarrow{x_2})$: repère associé $R_2 = (O,\overrightarrow{x_2},\overrightarrow{y_2},\overrightarrow{z_2})$, paramètre associé θ_3 ;

- Tarse/Bâti (4/0) = liaison glissière d'axe $(E, \vec{y})$: repère associé $R = (O, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$, paramètre associé λ_Y.

Avant de clore cette partie, quelques remarques s'imposent. Tout d'abord, il est important de rappeler que, bien que nos calculs cinématiques se situent dans le plan sagittal, la conception de notre montage expérimental, et en particulier celle des articulations artificielles, est basée sur le schéma cinématique 3D précédemment détaillé. Ensuite, il est bon de savoir que les schémas des Figure 3.5 et Figure 3.6 ont été réalisés à l'échelle, et que les différents solides sont représentés en position initiale de la phase d'appui au trot.

3.2.1.4 Graphe des liaisons et changement de repère

La dernière étape avant d'entamer la phase calculatoire de notre analyse cinématique consiste à mettre en place deux des schémas les plus utiles pour mener à bien nos calculs, à savoir le graphe des liaisons et la figure de changement de repères (Figure 3.7 et Figure 3.8).

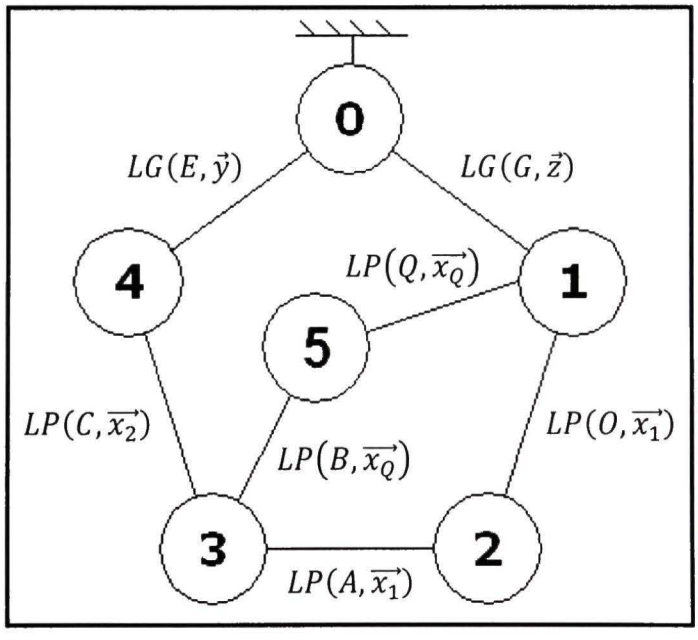


Figure 3.7 Graphe des liaisons du modèle théorique 2D.

Le graphe des liaisons est un outil très pratique, notamment lors de l'écriture des torseurs cinématiques. Il condense en un schéma clair et précis l'intégralité des solides et des liaisons mécaniques qui leur permettent de s'articuler entre eux (Figure 3.7) (LP = liaison pivot et LG = liaison glissière).

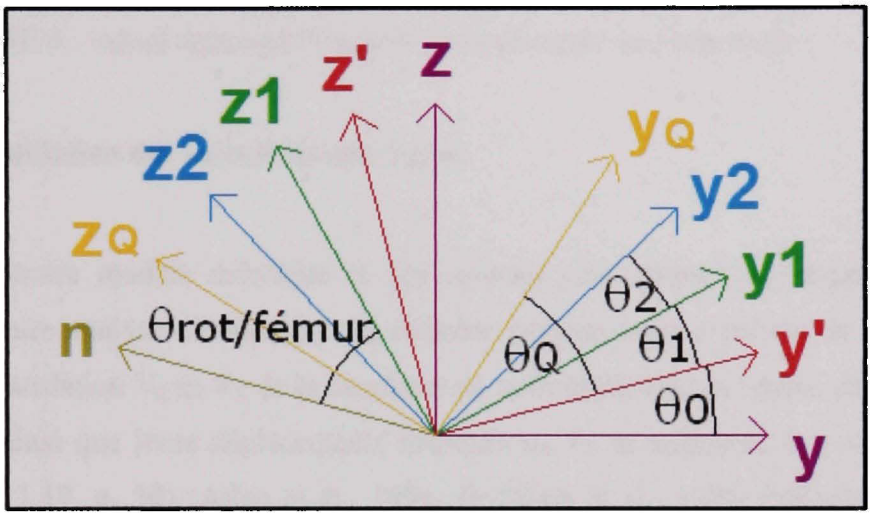


Figure 3.8 Figure de changement de repères.

La Figure 3.8 représente l'ensemble des repères visibles sur les schémas 2D des Figure 3.5 et Figure 3.6, ainsi que les angles permettant de passer de l'un à l'autre. Au cours des calculs cinématiques, il est important de s'y reporter à chaque fois que l'on doit opérer un changement de repère, de sorte à éviter les erreurs pouvant intervenir lors de ce type d'exercice. Toutefois, afin d'utiliser convenablement ce schéma, il est nécessaire de choisir au préalable une convention de signe. Celle que nous avons sélectionnée est la suivante : si l'on doit tourner dans le sens horaire pour passer du repère de départ au repère d'arrivée, alors l'angle associé au changement de repère est positif. Inversement, l'angle est négatif si l'on doit tourner dans le sens antihoraire. À titre d'exemple, si l'on souhaite passer du repère R' au repère R, il nous faut tourner dans le sens horaire pour faire correspondre l'axe $\vec{z'}$ avec l'axe $\vec{z}$. L'angle θ_0 associé est donc positif.

3.2.2 Calculs cinématiques

La définition de notre modèle théorique du membre pelvien étant maintenant terminée, nous pouvons à présent nous consacrer aux calculs cinématiques. Néanmoins, cette étape étant assez longue et fastidieuse, nous avons jugé opportun de reporter l'intégralité de nos calculs au CHAPITRE 4 ; lequel regroupe l'ensemble des résultats de notre étude.

3.2.3 Validation des calculs cinématiques

À partir de notre modèle théorique et des courbes cinématiques 2D rapportées dans la littérature, notre analyse cinématique du membre pelvien nous a permis de déterminer les vitesses de translation V_Z et V_Y de la hanche et du tarse artificiels, la vitesse de rotation Ω_3 de la cheville, ainsi que leurs déplacements linéaires λ_Z, λ_Y et angulaire θ_3 respectifs (Figure 1.18, Figure 1.17, p. 30) (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Schaefer et al., 1998).

Cependant, bien que nous ayons à disposition l'ensemble des données cinématiques relatives aux mouvements du membre pelvien au cours de la phase d'appui au trot, nous devons malgré tout nous assurer de la validité de nos calculs cinématiques. En d'autres termes, nous souhaitons savoir si les mouvements déduits de notre modèle théorique du membre pelvien, à partir duquel notre montage expérimental a été construit, correspondent bien à ceux d'un membre pelvien réel. Afin de mener à bien cette étape de validation, nous nous sommes basés sur un logiciel de simulation mécanique (MSC.Software-ADAMS/view®).

En résumé, nous avons dans un premier temps recréé aussi fidèlement que possible notre modèle théorique du membre pelvien à l'aide du logiciel MSC.Software-ADAMS/view® (Figure 3.9). Une attention toute particulière a été portée sur le dimensionnement et la disposition des solides, ainsi que sur l'orientation des systèmes d'axes définis lors de la mise en place de notre modèle théorique. Les liaisons mécaniques correspondant au schéma cinématique 2D de la Figure 3.5 ont également été reproduites, à savoir des liaisons glissière

aux jonctions bâti/hanche et tarse/bâti, et des liaisons pivot aux jonctions hanche/fémur, fémur/tibia et tibia/tarse. Comme nous pouvons le constater sur la Figure 3.9, nous avons choisi de ne pas prendre en compte les quadriceps lors de la conception de ce modèle numérique. En effet, les quadriceps n'étant pas actionnés dans notre montage, aucun résultat cinématique les concernant n'est présenté dans cette étude. Ainsi, seuls les solides susceptibles d'être mis en mouvement par l'un des moteurs du montage sont ici modélisés.

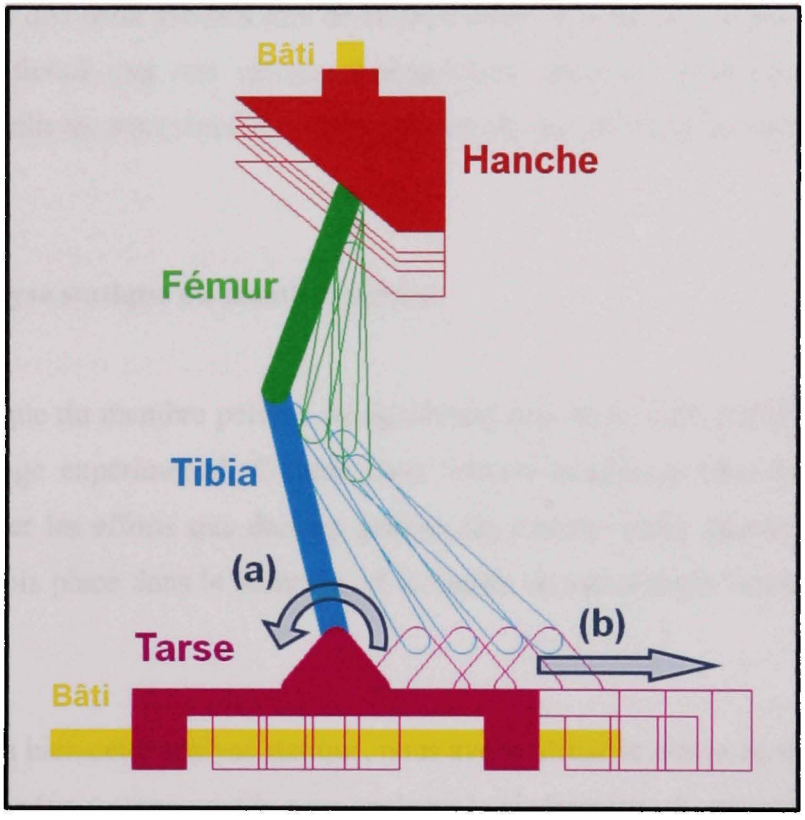


Figure 3.9 Simulation de la phase d'appui sous MSC.Software-ADAMS/view® : flexion de la cheville (a) et translation caudale du tarse (b).

Une fois le modèle théorique du membre pelvien parfaitement reproduit, le logiciel MSC.Software-ADAMS/view® nous a permis de vérifier la validité des résultats de nos calculs cinématiques. Cette phase de validation s'est déroulée en deux étapes. Tout d'abord, nous avons simulé simultanément les mouvements de la hanche et du genou afin de nous assurer que notre modèle numérique était bien construit, et que les mouvements générés au

niveau des autres articulations étaient cohérents. Notons que ces deux mouvements ont été choisis puisqu'ils sont les seuls à provenir directement de la littérature scientifique. En effet, les expressions polynômiales dérivant des courbes de flexion-extension des Figure 1.18 et Figure 1.17 page 30 sur lesquelles ces mouvements sont basés ne peuvent être erronées. Par la suite, nous avons simulé les mouvements qu'imposeront les moteurs de notre montage, à savoir la flexion de la cheville et la translation caudale du tarse, afin de vérifier si les mouvements induits au niveau des autres articulations, en particulier celle du genou, sont bien les mêmes que ceux générés lors de la précédente simulation (Figure 3.9). Si tel est le cas, cela signifierait que nos calculs cinématiques, desquels découlent les expressions polynômiales utilisées pour simuler les mouvements de la cheville et du tarse, sont bel et bien valides.

3.3 Analyse statique du membre pelvien

L'analyse statique du membre pelvien est également une étape indispensable à l'élaboration de notre montage expérimental. Comme nous l'avons mentionné plus haut, cette analyse permet d'évaluer les efforts que doivent générer les moteurs pour maintenir le membre en équilibre une fois placé dans le montage, et le mettre en mouvement lorsque désiré (Figure 3.5).

Afin de mener à bien cette analyse statique, nous avons utilisé le même modèle théorique que celui dont nous nous sommes servis pour analyser la cinématique du membre pelvien au trot. Nous y avons simplement ajouté le poids supporté par la hanche au cours d'une phase d'appui au trot, ainsi que les moments et efforts exercés par les moteurs rotatif et linéaire du montage expérimental.

Pour les mêmes raisons que celles énoncées lors de notre analyse cinématique, l'ensemble des calculs statiques réalisés au cours de cette étape a été regroupé au CHAPITRE 4 de ce document.

3.4 Protocole expérimental

3.4.1 Choix des spécimens cadavériques

Trois paires de membres pelviens droits et gauches sont utilisés dans le cadre de cette étude. Ces membres ont été prélevés immédiatement après la mort de chiens euthanasiés pour des raisons extérieures à notre étude. Les chiens sélectionnés sont des adultes de grande race – deux mâles et une femelle – et pèsent entre 28 kg et 33 kg. Une fois prélevés, les membres cadavériques sont évalués de façon clinique et radiographique par un chirurgien vétérinaire dans le but de vérifier la présence d'éventuelles anomalies articulaires. L'angle du plateau tibial est ainsi mesuré, d'après la méthode décrite par Caylor (2001) et Fettig (2003), afin de nous assurer qu'aucun des tibias des membres sélectionnés ne présente d'angle supérieur à 35°. Une fois correctement évalués, les trois paires de membres pelviens sains sont placées dans des sacs en plastique scellés puis entreposées dans un congélateur à -20°C jusqu'aux jours des expériences.

3.4.2 Préparation des spécimens cadavériques

Quatre jours avant les essais expérimentaux, les membres pelviens sont entreposés dans un réfrigérateur à 4°C à l'intérieur duquel ils décongèlent durant 48 heures. Suite à cette période de décongélation, les membres cadavériques sont disséqués et instrumentés. Le tarse est sectionné et les tissus mous recouvrant les extrémités proximale du fémur et distale du tibia sont retirés, de sorte à mettre les os à nu sur une hauteur de 130 mm. Une attention particulière est portée aux tissus entourant l'articulation du genou afin de ne pas les endommager. Deux tiges corticales filetées sont ensuite vissées au travers des os du fémur et du tibia. Ces tiges servent de support aux deux corps rigides instrumentant les membres cadavériques (Figure 3.11-B). Construits en ABS par prototypage rapide, ces corps rigides se composent d'un socle fermement attaché aux tiges corticales à l'aide de quatre vis en nylon, et d'un arbre sur lequel s'insèrent cinq diodes optoélectroniques. À la fin de cette préparation préliminaire, les membres pelviens sont enveloppés d'une serviette imbibée de solution

saline physiologique (0,9 % NaCl) puis replacés au réfrigérateur à 4°C dans un sac en plastique scellé.

Vingt-quatre heures avant les essais expérimentaux, les membres pelviens sont scannés à l'aide d'un tomodensitomètre selon les paramètres suivants : voltage = 120 kV, ampérage = 100 mA, coupe = 0,625 mm, et intervalle = 0,625 mm. Suite à cette acquisition d'images tomodensitométriques, les membres pelviens subissent leur ultime préparation. Les os du fémur et du tibia sont sectionnés au moyen d'une scie à hauteur de 65 mm à partir du centre de la tête fémorale, et à hauteur de 57 mm à partir du centre des malléoles tibiales respectivement. Ces coupes ont pour but de faire correspondre les centres articulaires artificiels de la hanche et de la cheville aux centres articulaires réels du membre pelvien lorsque celui-ci est placé dans le montage expérimental. Le fémur et le tibia étant sectionnés, leurs diaphyses sont ensuite centrées et alignées dans des tuyaux en polychlorure de vinyle (PVC) à l'aide d'un système de centrage fabriqué par nos soins (Figure 3.10).

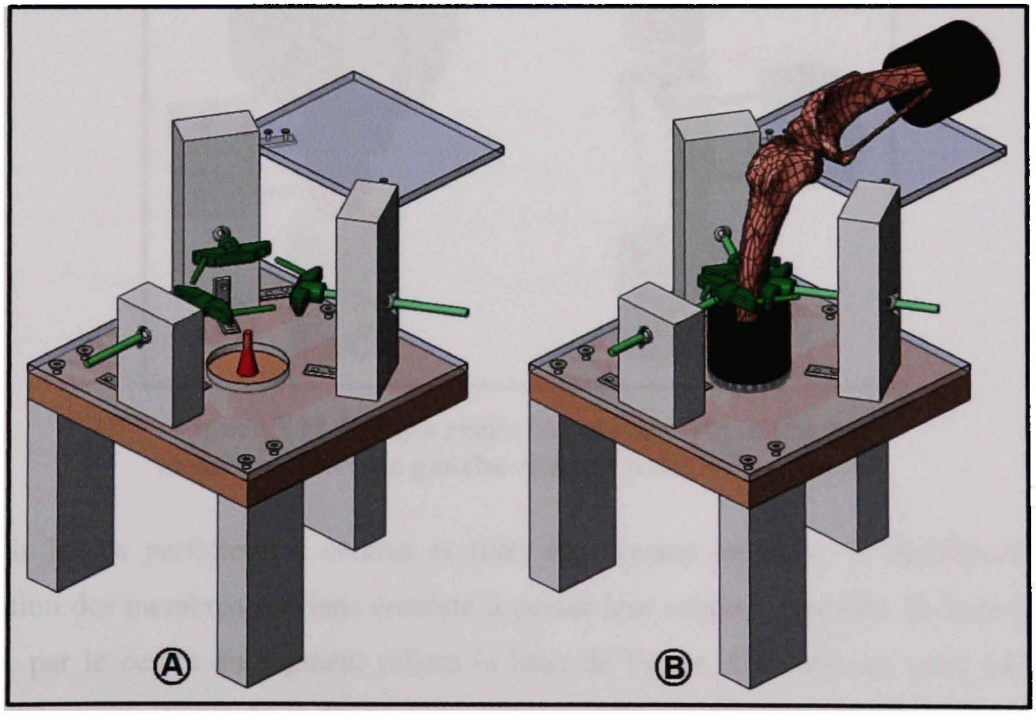


Figure 3.10 Système de centrage (A) et alignement du fémur (B) (Catia V5 software, IBM corp. USA).

Construit à partir de pièces en bois et en plastique, ce système de centrage permet, grâce à un cône (en rouge sur la Figure 3.10) adapté aux différents diamètres des canaux médullaires du fémur et du tibia, de placer la diaphyse des os au centre des tuyaux en PVC (en noir sur la Figure 3.10). Le système de centrage permet également d'aligner la diaphyse des os avec les tuyaux en PVC à l'aide d'un ensemble de trois pièces en forme de « T » (en vert sur la Figure 3.10). Convergeant simultanément vers le centre du tuyau, ces pièces enserrent l'os disposé dans le système de centrage et le maintiennent fermement en place. Une résine polyester (Bondo Body Filler, Bondo Corporation, Atlanta, GA) est alors insérée dans le tuyau afin de cimenter l'os à ce dernier.

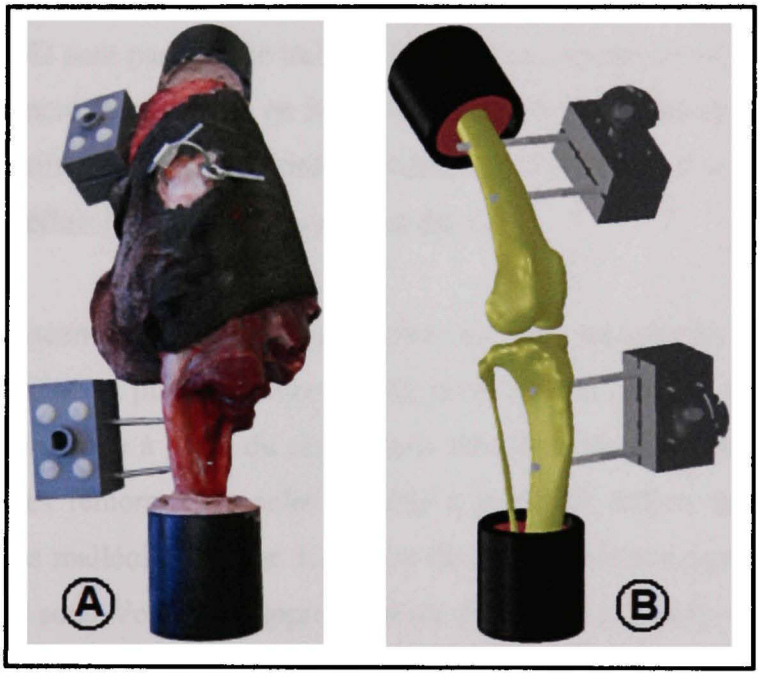


Figure 3.11 Images réelle (A) et numérique (B) de membres pelviens gauche et droit prêts à être testés.

Une fois les os parfaitement centrés et fixés aux tuyaux en PVC, la dernière étape de préparation des membres pelviens consiste à percer leur rotule en passant, de façon médio-latérale, par le centre du segment reliant la base de l'apex. Un câble en acier est ensuite introduit à travers la rotule et fermé pour créer une boucle (Figure 3.11-A). Cette dernière servira d'attache distale au ridoir simulant la tension des quadriceps au cours des essais. Finalement prêts à être testés, les membres sont replacés au réfrigérateur à 4°C jusqu'aux

essais expérimentaux du lendemain. Par ailleurs, notons que seuls les socles des corps rigides sont visibles sur la Figure 3.11-A puisque les arbres supportant les diodes optoélectroniques ne sont insérés dans les socles qu'au moment d'acquérir les données cinématiques, c'est-à-dire lorsque le membre pelvien est placé dans le montage.

3.4.3 Modélisation 3D des spécimens cadavériques

Grâce aux images tomodensitométriques précédemment recueillies, chacun des six membres pelviens testés dans le cadre de cette étude, ainsi que les corps rigides dont ils sont équipés, sont reconstruits en 3D à l'aide du logiciel SliceOmatic (Tomovision, Québec, Canada). Ces modèles virtuels 3D sont par la suite traités à l'aide d'un logiciel nommé VodK[6]. Ce dernier permet non seulement de visionner en 3D les os et les corps rigides des membres pelviens, mais aussi d'identifier certaines régions anatomiques, d'effectuer des mesures linéaires et angulaires, et de définir les repères anatomiques des os.

La longueur de chacun des os du fémur et du tibia est ainsi mesurée en fonction des critères établis lors de la mise en place de notre modèle théorique du membre pelvien. La longueur du fémur est donc définie à partir du centre de la tête fémorale jusqu'au milieu du segment reliant les condyles fémoraux, et celle du tibia à partir du milieu de ce même segment jusqu'au centre des malléoles tibiales. Le centre de la tête fémorale correspond au centre de la sphère obtenue sous VodK par approximation du nuage de points englobant la tête du fémur (Figure 3.12-A). Le segment reliant les condyles fémoraux correspond quant à lui à l'axe du cylindre créé sous VodK à partir du nuage de points recouvrant les condyles du fémur (Figure 3.12-B). Enfin, le centre des malléoles correspond au centre de la sphère obtenue sous VodK par approximation du nuage de points englobant les malléoles du tibia (Figure 3.12-C). D'un autre côté, afin de créer le repère anatomique du tibia, nous repérons également le centre des condyles tibiaux. Ce dernier correspond au centre du segment reliant le point milieu des condyles médial et latéral dont les pourtours sont approximés sous VodK à l'aide de plusieurs points (Figure 3.12-D).

---

[6] Logiciel non commercial développé au sein de l'équipe du LIO.

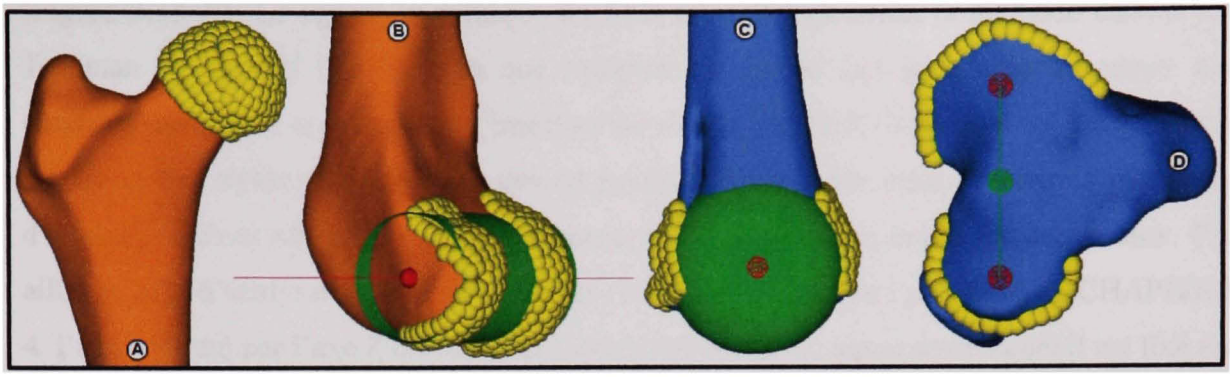


Figure 3.12 Approximations du centre de la tête (A) et des condyles (B) du fémur, ainsi que des malléoles (C) et des condyles (D) du tibia (VodK).

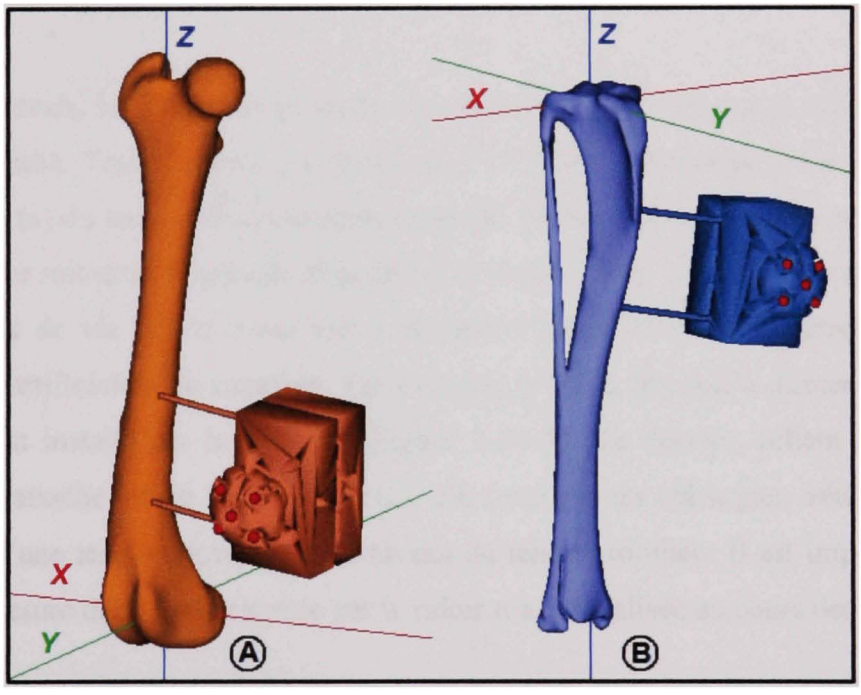


Figure 3.13 Repères anatomiques du fémur (A) et du tibia (B) repérage des diodes optoélectroniques (VodK).

Suite à la mesure de la longueur des os, la position de chacune des dix diodes fixées aux deux corps rigides des membres pelviens est évaluée à l'aide du logiciel VodK (Figure 3.13). Finalement, les repères anatomiques du fémur et du tibia sont établis pour chacun des membres pelviens. Le repère anatomique du fémur est construit selon la méthode employée par Grood et Suntay (1983), si ce n'est que nous appliquons un angle de 5° autour de l'axe Y afin d'aligner l'axe Z avec la diaphyse de l'os, tel que défini par Shahar et Banks-Sills (2004)

(Figure 3.13-A). Le repère anatomique du tibia est construit selon la méthode décrite par Tashman et Anderst (2003), bien que l'origine du repère soit ici placée au centre des condyles du tibia et non au point d'insertion du LCCr (Figure 3.13-B). Les coordonnées des diodes et les repères anatomiques des os permettront, comme nous le verrons plus tard, d'évaluer la cinématique 3D du genou enregistrée au cours des essais expérimentaux. Par ailleurs, afin d'analyser convenablement les résultats cinématiques présentés au CHAPITRE 4, l'angle formé par l'axe Z du fémur et l'axe longitudinal du tuyau dans lequel il est fixé est mesuré sous VodK.

3.4.4 Installation des spécimens cadavériques

Le jour des essais, les membres pelviens sont installés dans le montage expérimental de la manière suivante. Tout d'abord, les tuyaux en PVC fixés à l'extrémité des os sont insérés dans la pièce (a) du tarse artificiel et dans l'une des pièces (g) de la hanche artificielle, selon que le membre soit droit ou gauche (Figure 3.2 et Figure 3.14). Les tuyaux sont maintenus en place à l'aide de vis afin d'éviter tout mouvement relatif entre le membre pelvien et les articulations artificielles du montage. Par la suite, le ridoir servant à mimer la tension des quadriceps est installé sur le membre (Figure 3.14-A). Ce dernier, reliant l'anneau de la rotule à une attache située sur la pièce (g), est serré par un chirurgien vétérinaire jusqu'à l'obtention d'une tension acceptable au niveau du tendon rotulien. Il est important de noter qu'aucune mesure de la force exercée par le ridoir n'a été réalisée au cours des essais.

Les arbres supportant les diodes optoélectroniques sont introduits dans les socles des corps rigides fixés aux os (Figure 3.14-B). Par ailleurs, d'après les mesures obtenues sur la longueur des os, le plateau inférieur et la cheville artificielle sont actionnés de sorte à placer le membre testé en position initiale de la phase d'appui au trot. À ce stade, les angles de la hanche, du genou et de la cheville doivent mesurer 110°, 146°, et 104° respectivement. Pour finir, une charge correspondant à 45 % BW du chien sur lequel le membre a été prélevé est appliquée au niveau du plateau supérieur (Figure 3.14-C).

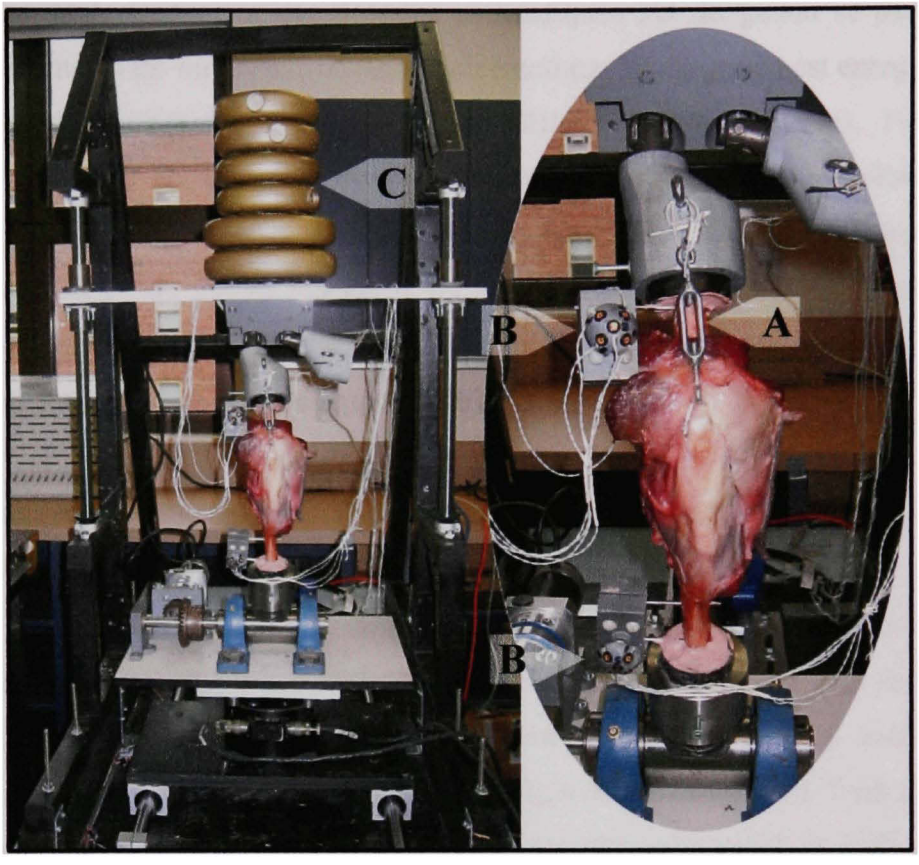


Figure 3.14 Membre pelvien installé dans le montage avec le ridoir (A), les corps rigides (B) et la charge de 45 % BW (C).

3.4.5 Acquisition et traitement des données cinématiques

Avant de commencer à simuler la phase d'appui au trot du membre pelvien et d'acquérir les données cinématiques 3D du genou, le programme de commande des moteurs est adapté à la longueur des os du membre testé. Par ailleurs, notons que les caractéristiques techniques offertes par les moteurs linéaire et rotatif et par le système de contrôle du montage ne nous permettent de simuler la phase d'appui au trot que de façon quasi-dynamique. Les moteurs ne sont en effet contrôlés que par position, et non par vitesse, tous les 10 % de la phase d'appui. Les essais expérimentaux correspondent donc à dix déplacements linéaires et angulaires entre lesquels les moteurs, qui n'ont pas les mêmes vitesses de déplacement, s'attendent durant une seconde.

L'acquisition et le traitement des données cinématiques 3D du genou se déroulent de la manière suivante. Dans un premier temps, la cinématique 3D du genou est enregistrée grâce à un système d'acquisition (Optotrak® 3020, NDI, Waterloo, Ontario). Possédant une résolution de l'ordre de 30 µm, ce système est constitué d'une caméra sensible aux rayons infrarouges émis par les diodes optoélectroniques rattachées aux corps rigides du membre pelvien (Schmidt et al., 2009). Les corps rigides étant considérés comme fixes par rapport aux os, tous changements de position et d'orientation des os entrainent obligatoirement les mêmes changements au niveau du corps rigide associé.

À la fin des essais expérimentaux, nous disposons donc de l'ensemble des coordonnées 3D des dix diodes optoélectroniques, exprimées au cours du temps dans le repère global fixe de la caméra. Il est alors possible de déterminer les matrices de transformation (1) entre le repère global de la caméra et les repères locaux F et T formés à partir des cinq diodes des corps rigides du fémur et du tibia respectivement (Figure 3.15). D'un autre côté, nous disposons déjà, grâce au logiciel VodK, des matrices de transformation fixes (2) reliant les repères anatomiques du fémur et du tibia ainsi que les repères locaux F et T des corps rigides au repère du tomodensitomètre (Figure 3.15). Ainsi, afin d'évaluer la cinématique 3D du genou, il ne reste plus qu'à déterminer les matrices de transformation (3) reliant les repères anatomiques des os aux repères locaux des corps rigides et au repère global de la caméra. Nous obtenons finalement les matrices de transformation (4) exprimant au cours du temps les positions et orientations du repère anatomique du tibia par rapport à celui du fémur (Figure 3.15). L'ensemble de ces expressions et calculs matriciels a été traité à l'aide d'un logiciel spécialement dédié à cette tâche (Matlab, the MathWorks™, Natick, Massachusetts).

Les résultats cinématiques des six DDL du genou, obtenus grâce aux programmes développés par nos soins sous Matlab, sont présentés au CHAPITRE 4 sous forme de courbes reliant les dix positions simulant la phase d'appui au trot. En outre, il est bon de noter qu'afin d'éliminer les erreurs de positionnement des membres pelviens dans le tomodensitomètre, ainsi que celles associées à la définition des repères anatomiques sous VodK, nous avons redéfini à l'aide de Matlab l'axe X du tibia pour qu'il corresponde à celui

du fémur au début de la phase d'appui. De même, les origines des repères anatomiques du fémur et du tibia ont été confondues de sorte à éliminer les translations initiales existant entre les deux repères. Les translations sont ainsi présentées en termes de mouvements absolus tout au long de la phase d'appui au trot.

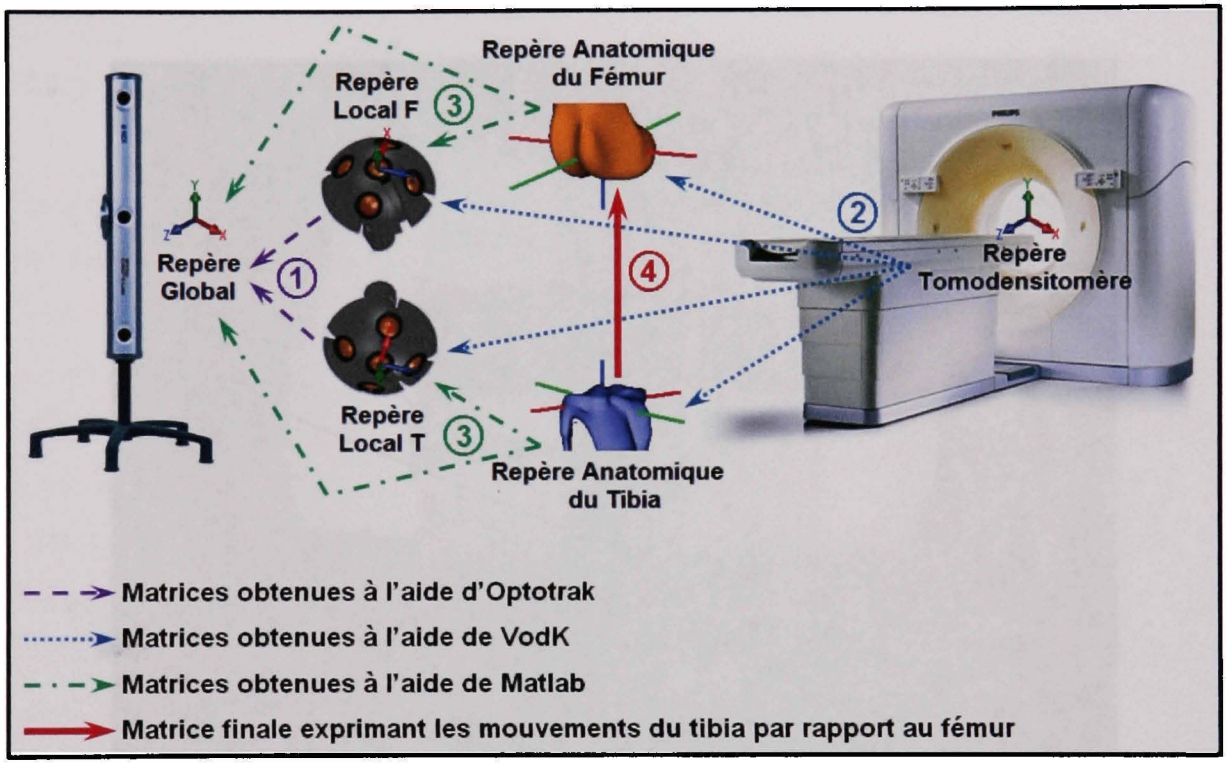


Figure 3.15 Calculs des matrices de transformation permettant d'obtenir la cinématique 3D du genou.

3.5 Essais expérimentaux

3.5.1 Reproductibilité et fiabilité du système de centrage

La première paire de membres pelviens impliquée dans cette étude a été utilisée afin d'évaluer la reproductibilité et la fiabilité du système de centrage des os dans les tuyaux en PVC. Pour ce faire, les membres pelviens ont été préparés selon le protocole précédemment détaillé, si ce n'est qu'ils n'ont pas été scannés et que les corps rigides n'ont pas été installés

sur les os. Chaque membre a été placé dans le système de centrage tel que décrit plus haut, et la position des os vis-à-vis des tuyaux a été déterminée à l'aide d'un fluoroscope. Ce dernier, maintenu immobile tout au long des essais, a en effet permis d'obtenir des images radiographiques des os de face et de profil en orientant le système de centrage à l'aide d'un gabarit (Figure 3.16).

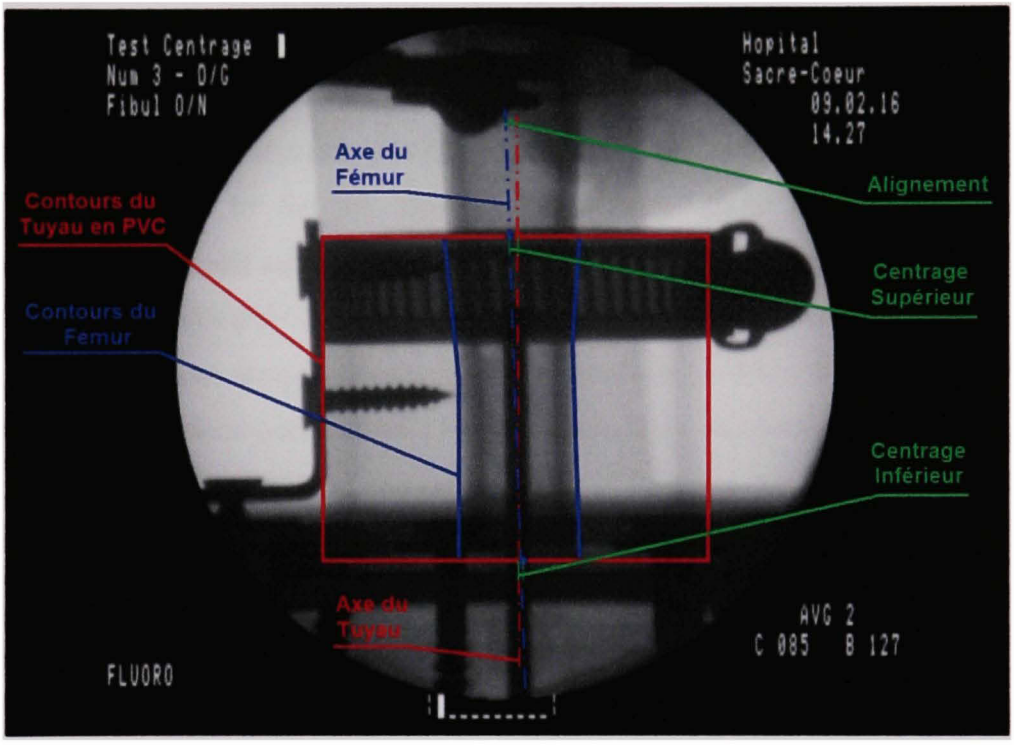


Figure 3.16 Mesures effectuées sur une vue de face d'un fémur installé dans le système de centrage.

Cinq radiographies de face et de profil du fémur et du tibia, avec et sans péroné, ont été prises pour les deux membres pelviens. Les os ont été systématiquement retirés du système de centrage après chaque prise de vue face-profil. Une fois les 30 radiographies imprimées, nous avons manuellement mesuré les dimensions des tuyaux et des os afin d'établir leurs axes longitudinaux. À partir de ces axes, nous avons calculé les centrages inférieur et supérieur, ainsi que l'alignement des os par rapport aux tuyaux. Tel que le montre la Figure 3.16 ci-dessus, le centrage inférieur correspond à la distance séparant les points milieux des diamètres inférieurs de l'os et du tuyau. De même, le centrage supérieur correspond à la

distance séparant les points milieux des diamètres supérieurs de l'os et du tuyau (Figure 3.16). L'alignement de l'os par rapport au tuyau correspond quant à lui à l'angle existant entre les axes longitudinaux de l'os et du tuyau (Figure 3.16). Finalement, à l'aide de ces différentes mesures et des variabilités intra-spécimens qui en découlent, nous avons été capables de déterminer la reproductibilité et la fiabilité de notre système de centrage.

3.5.2 Reproductibilité et fiabilité du montage expérimental

La seconde paire de membres pelviens impliquée dans cette étude a été utilisée afin d'évaluer la reproductibilité et la fiabilité des résultats cinématiques fournis par le montage expérimental. Après avoir subi dix cycles de conditionnement visant à assouplir les ligaments du genou, les membres pelviens ont été soumis à trois simulations successives de la phase d'appui au trot. Ils ont ensuite été enlevés puis réinstallés dans le montage pour y subir à nouveau trois simulations successives. Cette opération ayant été répétée cinq fois de suite, 15 phases d'appui complètes ont été enregistrées pour chacun des deux membres pelviens. Les variabilités moyennes mesurées à partir des données cinématiques de ces 30 essais nous ont ainsi permis d'évaluer la reproductibilité des résultats obtenus à l'aide du montage expérimental.

Suite à leurs 15 simulations respectives, les deux membres pelviens ont subis les opérations suivantes : RLCCr, méniscectomie médiale (MM), et dégradation du plateau médial du tibia dans le but de mimer les dégâts provoqués par l'OA. Ces opérations ont été réalisées par un chirurgien vétérinaire sans que les membres pelviens ne soient retirés du montage ; les deux premières à l'aide d'un scalpel et la dernière à l'aide d'une ponceuse de précision. Entre chaque opération, la capsule articulaire du genou a été refermée par des points de suture et trois simulations successives de la phase d'appui ont été enregistrées. Ainsi, en comptant les trois dernières simulations des 15 essais de reproductibilité, trois phases d'appui du genou sain, disséqué (RLCCr et MM) puis « ostéoarthrosique » (OA) des deux membres pelviens ont été enregistrées. En comparant les données cinématiques 3D obtenues au cours de ces essais avec celles présentées dans la littérature, nous avons été en mesure d'évaluer la

fiabilité de notre montage expérimental. De plus, en comparant ces données entre elles, nous avons pu apprécier notre capacité à déterminer l'état d'un genou uniquement à l'aide des courbes cinématiques 3D.

3.5.3 Influence de la longueur des os

Finalement, la troisième paire de membres pelviens impliquée dans cette étude a été utilisée afin de déterminer l'influence de la longueur des os sur la cinématique 3D enregistrée lors des essais. En d'autres termes, nous souhaitions savoir s'il est utile ou non d'adapter le programme de commande des moteurs à la longueur des os des membres pelviens testés. Pour ce faire, chaque membre a subi dix cycles de conditionnement ainsi que 15 simulations successives de la phase d'appui au trot. Ces 15 simulations ont été réalisées à partir des cinq programmes de commande suivants :

- Programme 1 : longueurs des os réelles (3 essais) ;
- Programme 2 : longueurs des os réelles + 10 % (3 essais) ;
- Programme 3 : longueurs des os réelles + 20 % (3 essais) ;
- Programme 4 : longueurs des os réelles -10 % (3 essais) ;
- Programme 5 : longueurs des os réelles -20 % (3 essais).

L'influence de la longueur des os sur la cinématique 3D a finalement été déterminée en fonction des variabilités moyennes enregistrées au cours de ces 30 essais.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

4.1 Calculs cinématiques[7]

4.1.1 Mise en place du système d'équations

Avant d'entamer les calculs cinématiques permettant de déterminer les mouvements et les vitesses de déplacement des os du membre pelvien au cours de la phase d'appui au trot, nous devons choisir l'une des deux chaînes fermées représentées par le graphe des liaisons de notre modèle théorique (Figure 3.7 p. 55). Compte tenu du fait qu'aucun résultat cinématique concernant les quadriceps n'est présenté dans cette étude, nous considérons ici la chaîne suivante : bâti (0), hanche artificielle (1), fémur (2), tarse artificiel (3), bâti (0).

La chaîne étant choisie, nous devons à présent exprimer le torseur cinématique de chacune des liaisons mécaniques qui y interviennent. Les différentes notations que nous utilisons dans le cadre de cette étude afin de définir ces torseurs cinématiques sont détaillées à l'aide des Figure 4.1 et Figure 4.2 suivantes.

$$\{C_{1/0}\} = \begin{Bmatrix} \Omega x_{1/0} & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & Vz_{1/0} \end{Bmatrix}_{G,R}$$

Figure 4.1 Torseur cinématique en colonnes.

[7] Notez que ce chapitre a été en partie repris de mon rapport de projet de fin d'étude, réalisé au LIO sous la direction de Nicola Hagemeister, et rédigé par mes soins en juin 2007.

La lettre majuscule « C » entre accolades, et les indices « 1/0 » qui lui sont attachés, indiquent qu'il s'agit du torseur cinématique représentant les mouvements du solide 1 par rapport au solide 0 autorisés par la liaison mécanique qui les unit (Figure 4.1). Les indices G et R, situés de part et d'autre des accolades de l'expression de droite, représentent pour leur part le point et le repère associés à la liaison mécanique décrite par le torseur. Enfin, les colonnes gauche et droite de cette expression correspondent aux vitesses de rotation Ω_i et de translation V_i du solide 1/0. Les indices « i » que ces vitesses arborent représentent les axes X, Y, ou Z du repère R, le long desquels les mouvements des solides 1/0 sont autorisés.

Les torseurs cinématiques peuvent également se mettre sous la forme suivante, beaucoup plus simple à manier lors des changements de repères (Figure 4.2).

$$\{C_{1/0}\} = {}_{G}\left\{\begin{matrix} \Omega x_{1/0}\,\vec{x} \\ Vz_{1/0}\,\vec{z} \end{matrix}\right\}_{R}$$

Figure 4.2 Torseur cinématique en lignes.

Par ailleurs, il est important de noter que les signes $\wedge$, $\bullet$ et $\times$ que nous employons tout au long de nos calculs correspondent respectivement au produit vectoriel, au produit scalaire, et à la multiplication. Au final, les expressions des torseurs cinématiques des cinq liaisons en question sont présentées en suivant (Équations 4.1 à 4.5).

$$\{C_{1/0}\} = {}_{G}\begin{Bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & Vz_{1/0} \end{Bmatrix}_{R} = {}_{G}\left\{\begin{matrix} \vec{0} \\ Vz_{1/0}.\vec{z} \end{matrix}\right\}_{R} \qquad (4.1)$$

$$\{C_{2/1}\} = \begin{Bmatrix} \Omega x_{2/1} & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_{R_1} = {}_O\begin{Bmatrix} \Omega x_{2/1}.\overrightarrow{x_1} \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_{R_1} \tag{4.2}$$

$$\{C_{3/2}\} = \begin{Bmatrix} \Omega x_{3/2} & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_{R_1} = {}_A\begin{Bmatrix} \Omega x_{3/2}.\overrightarrow{x_1} \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_{R_1} \tag{4.3}$$

$$\{C_{4/3}\} = \begin{Bmatrix} \Omega x_{4/3} & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_{R_2} = {}_C\begin{Bmatrix} \Omega x_{4/3}.\overrightarrow{x_2} \\ \vec{0} \end{Bmatrix}_{R_2} \tag{4.4}$$

$$\{C_{0/4}\} = \begin{Bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & Vy_{0/4} \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_{R} = {}_E\begin{Bmatrix} \vec{0} \\ Vy_{0/4}.\vec{y} \end{Bmatrix}_{R} \tag{4.5}$$

Les vitesses de translation V_i et de rotation Ω_i de ces torseurs sont définies par les Équations 4.6 ci-dessous.

$$\begin{aligned} Vz_{1/0} &= Vz(t) = \frac{\partial \lambda z(t)}{\partial t} \\ Vy_{0/4} &= Vy(t) = \frac{\partial \lambda y(t)}{\partial t} \\ \Omega x_{2/1} &= \Omega_1(t) = \frac{\partial \theta_1(t)}{\partial t} \\ \Omega x_{3/2} &= \Omega_2(t) = \frac{\partial \theta_2(t)}{\partial t} \\ \Omega x_{4/3} &= \Omega_3(t) = \frac{\partial \theta_3(t)}{\partial t} \end{aligned} \tag{4.6}$$

Tous les torseurs étant définis, nous devons à présent les placer en un même point et dans un même repère. Pour ce faire, nous choisissons arbitrairement le point O et le repère R de notre modèle théorique. La formule de changement de point est présentée par l'Équation 4.7.

$$\{C_{1/0}\} = {}_B\begin{Bmatrix} \overrightarrow{\Omega_{1/0}} \\ \overrightarrow{V_{1/0}} \end{Bmatrix}_R = {}_A\begin{Bmatrix} \overrightarrow{\Omega_{1/0}} \\ \overrightarrow{AB} \wedge \overrightarrow{\Omega_{1/0}} + \overrightarrow{V_{1/0}} \end{Bmatrix}_R \tag{4.7}$$

Comme nous l'avons mentionné lors de l'élaboration de notre modèle théorique, l'ensemble des axes $\vec{x}$ sont confondus. Nous pouvons donc établir la relation suivante (Équation 4.8).

$$\vec{x} = \vec{x'} = \vec{x_1} = \vec{x_2} = \vec{x_Q} \tag{4.8}$$

Nous obtenons, après changement de point et de repère, les torseurs suivants :

$$\{C_{1/0}\} = \left\{ \begin{matrix} \vec{0} \\ Vz.\vec{z} \end{matrix} \right\}_{O,R} \tag{4.9}$$

$$\{C_{2/1}\} = \left\{ \begin{matrix} \Omega_1.\vec{x} \\ \vec{0} \end{matrix} \right\}_{O,R} \tag{4.10}$$

$$\{C_{3/2}\} = \left\{ \begin{matrix} \Omega_2.\vec{x} \\ L_{Fémur}\Omega_2\left[\cos(\theta_0+\theta_1).\vec{y} + \sin(\theta_0+\theta_1).\vec{z}\right] \end{matrix} \right\}_{O,R} \tag{4.11}$$

$$\{C_{4/3}\} = \left\{ \begin{matrix} \Omega_3.\vec{x} \\ \left[L_{Fémur}\cos(\theta_0+\theta_1) - L_{Tibia}\cos(\theta_0+\theta_1+\theta_2)\right]\Omega_3.\vec{y} \\ +\left[L_{Fémur}\sin(\theta_0+\theta_1) - L_{Tibia}\sin(\theta_0+\theta_1+\theta_2)\right]\Omega_3.\vec{z} \end{matrix} \right\}_{O,R} \tag{4.12}$$

$$\{C_{0/4}\} = \left\{ \begin{matrix} \vec{0} \\ Vy.\vec{y} \end{matrix} \right\}_{O,R} \tag{4.13}$$

Notons que les paramètres $L_{Fémur}$ et L_{Tibia} correspondent respectivement aux longueurs des os du fémur et du tibia, telles que nous les avons décrites lors de l'élaboration de notre modèle théorique du membre pelvien. Par ailleurs, tous nos torseurs étant maintenant exprimés au point O et dans le repère R, nous pouvons écrire la relation de fermeture de chaîne suivante (Équation 4.14).

$$\{C_{1/0}\} + \{C_{2/1}\} + \{C_{3/2}\} + \{C_{4/3}\} + \{C_{0/4}\} = \{0\} \tag{4.14}$$

Ainsi, en additionnant les différentes composantes des torseurs précédents, nous obtenons l'Équation 4.15 présentée ci-après.

$$\left\{\begin{array}{c}(\Omega_1+\Omega_2+\Omega_3).\vec{x}\\ \left[L_{Fémur}\cos(\theta_0+\theta_1)(\Omega_2+\Omega_3)-L_{Tibia}\cos(\theta_0+\theta_1+\theta_2)\Omega_3+V_y\right].\vec{y}\\ +\left[L_{Fémur}\sin(\theta_0+\theta_1)(\Omega_2+\Omega_3)-L_{Tibia}\sin(\theta_0+\theta_1+\theta_2)\Omega_3+V_z\right].\vec{z}\end{array}\right\}_R = {}_O\left\{\begin{array}{c}\vec{0}\\ \vec{0}\end{array}\right\}_R \quad (4.15)$$

Finalement, en isolant chacune des égalités vectorielles, nous parvenons au système d'équations régissant la cinématique 2D de notre modèle théorique du membre pelvien (Équations 4.16).

$$\left\{\begin{array}{l}\Omega_3=-(\Omega_1+\Omega_2)\\ V_y=-\left[L_{Fémur}\cos(\theta_0+\theta_1)(\Omega_2+\Omega_3)-L_{Tibia}\cos(\theta_0+\theta_1+\theta_2)\Omega_3\right]\\ V_z=-\left[L_{Fémur}\sin(\theta_0+\theta_1)(\Omega_2+\Omega_3)-L_{Tibia}\sin(\theta_0+\theta_1+\theta_2)\Omega_3\right]\end{array}\right. \quad (4.16)$$

4.1.2 Résolution du système d'équations

À ce stade, il ne nous reste plus qu'à résoudre le système d'Équations 4.16 pour obtenir la vitesse de rotation de la cheville Ω_3 et les vitesses de translation de la hanche V_Z et du tarse V_Y. Or, grâce à notre revue de la littérature, nous connaissons déjà les angles θ_0, θ_1 et θ_2. En effet, l'axe longitudinal de la hanche fait un angle de 40° avec l'horizontale (Shahar et Banks-Sills, 2002). En faisant l'hypothèse que cet angle reste constant tout au long de la phase d'appui au trot, nous pouvons en déduire que l'angle θ_0 orientant l'axe longitudinal de la hanche par rapport à la verticale mesure 50° (Figure 3.6 p. 54).

L'évolution des angles de la hanche et du genou au cours de la phase d'appui au trot est quant à elle parfaitement connue, et est décrite à l'aide des courbes des Figure 1.18 et Figure 1.17 page 30 (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Schaefer et al., 1998). Ces courbes étant tracées à l'aide d'un tableur Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA), nous pouvons aisément en déduire l'évolution moyenne des angles de la hanche θ_1 et du genou θ_2 (Figure 4.3 et Figure 4.4).

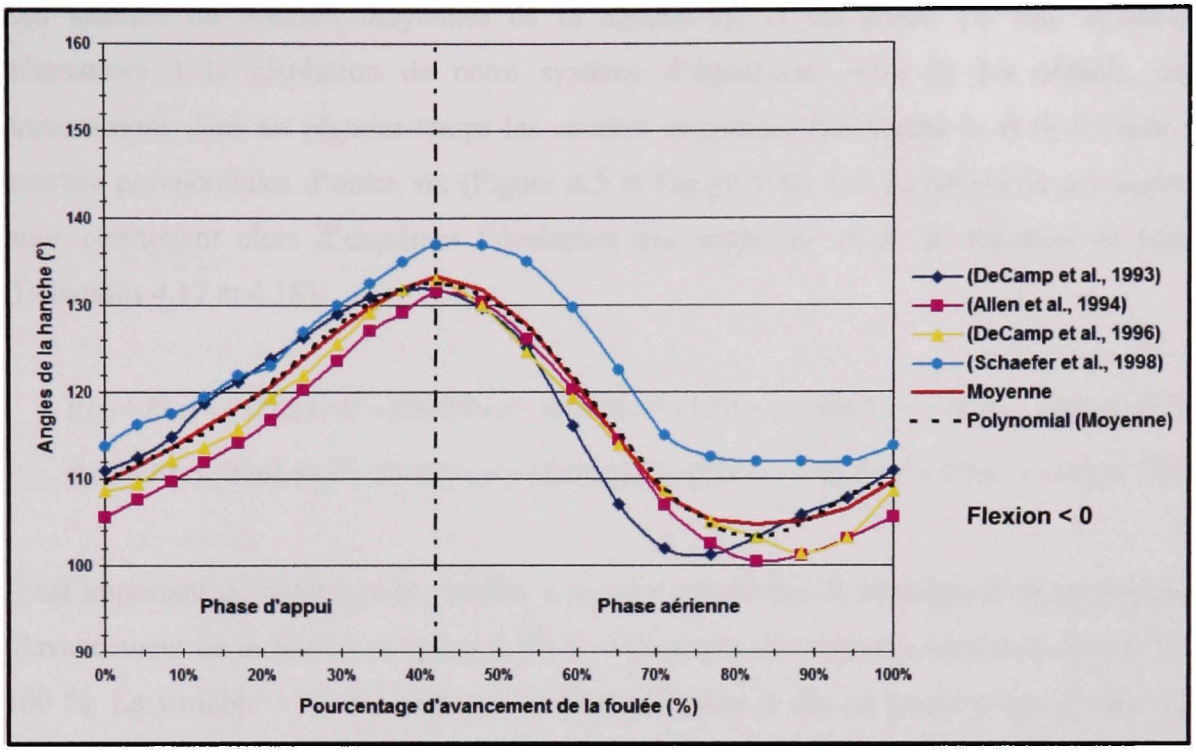


Figure 4.3 Courbe de flexion-extension moyenne de la hanche et approximation polynômiale d'ordre six.

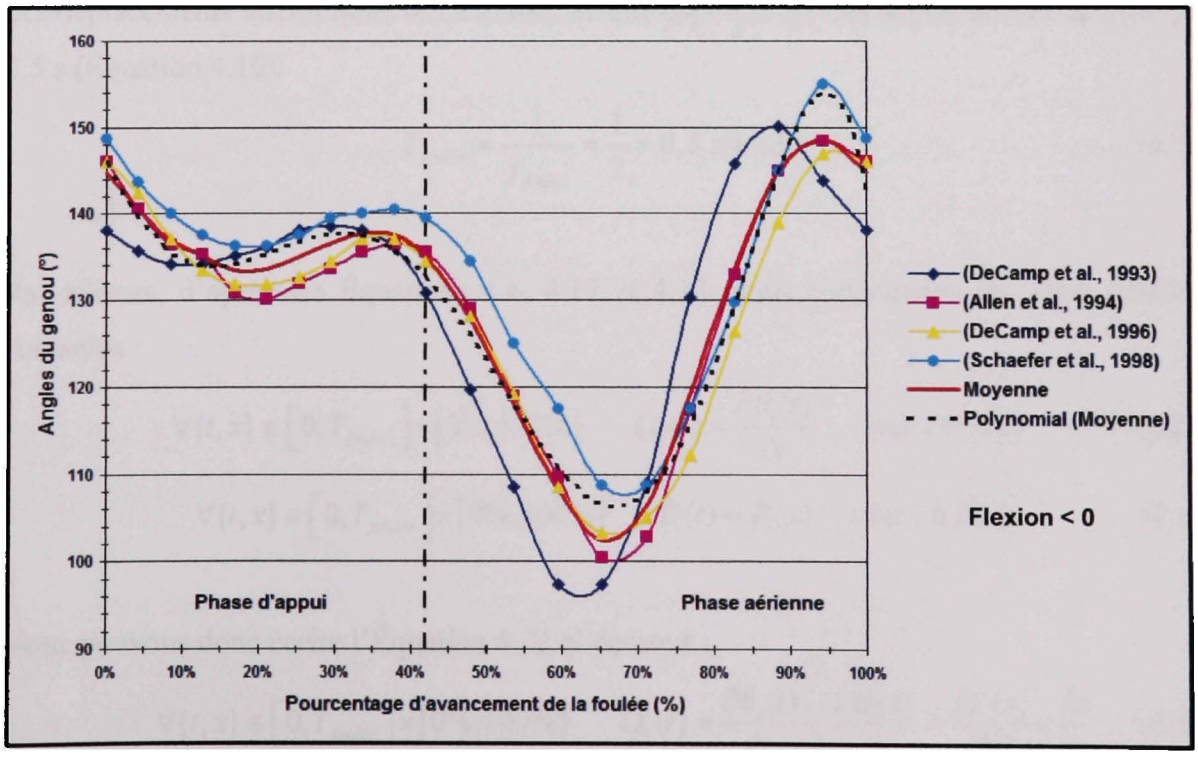


Figure 4.4 Courbe de flexion-extension moyenne du genou et approximation polynômiale d'ordre six.

Les vitesses de rotation moyennes de la hanche Ω_1 et du genou Ω_2 sont également nécessaires à la résolution de notre système d'équations. Afin de les obtenir, nous approximons dans un premier temps les courbes moyennes des angles θ_1 et θ_2 à l'aide de courbes polynômiales d'ordre six (Figure 4.3 et Figure 4.4). Les équations de ces courbes nous permettent alors d'exprimer l'évolution des angles θ_1 et θ_2 en fonction du temps (Équations 4.17 et 4.18).

$$\theta_1(t) = P_1(x) = -3722,4 \times x^6 + 10357,9 \times x^5 - 9928,3 \times x^4 + 3713 \times x^3 - 486,5 \times x^2 + 65,8 \times x + 109,6 \quad (4.17)$$

$$\theta_2(t) = P_2(x) = 6762,8 \times x^6 - 15492,9 \times x^5 + 10955,6 \times x^4 - 1823 \times x^3 - 576,6 \times x^2 + 177,6 \times x - 145,9 \quad (4.18)$$

Il est important de noter que la variable « x » des polynômes P_i correspond au pourcentage d'avancement de la foulée, ce qui signifie qu'elle prend des valeurs comprises entre 0 % et 100 %. La variable « t » des angles θ_i correspond quant à elle au temps d'une foulée. Elle prend ainsi des valeurs comprises entre 0 s et 0,5 s. En effet, d'après notre revue de la littérature, la fréquence des déplacements d'un chien au trot s'élève à 2 foulées/s. La période des déplacements atteint donc 0,5 s/foulée, ce qui implique qu'une foulée au trot ne dure que 0,5 s (Équation 4.19).

$$T_{foulée} = \frac{1}{f_{foulée}} = \frac{1}{2} = 0,5 \text{ s/foulée} \quad (4.19)$$

Par ailleurs, d'après les Équations 4.6, 4.17 et 4.18, nous connaissons les deux relations suivantes :

$$\forall \{t,x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad \Omega_i(t) = \frac{\partial \theta_i(t)}{\partial t} \qquad \text{avec } i \in \{1;2\} \quad (4.20)$$

$$\forall \{t,x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad \theta_i(t) = P_i(x) \qquad \text{avec } i \in \{1;2\} \quad (4.21)$$

Nous pouvons donc écrire l'Équation 4.22 ci-dessous :

$$\forall \{t,x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad \Omega_i(t) = \frac{\partial \theta_i(t)}{\partial t} = \frac{\partial P_i(x)}{\partial t} = \frac{\partial P_i(x)}{\partial x} \times \frac{\partial x}{\partial t} \quad (4.22)$$

Or, nous savons que le temps d'une foulée est relié au pourcentage d'avancement de cette dernière de la manière suivante :

$$\forall\{t,x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad t = x \times T_{foulée} \tag{4.23}$$

Nous en déduisons donc que :

$$\forall\{t,x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad \Omega_i(t) = \frac{\partial \theta_i(t)}{\partial t} = \frac{\partial P_i(x)}{\partial x} \times \frac{1}{T_{foulée}} \qquad \text{avec } i \in \{1;2\} \tag{4.24}$$

Ainsi, il suffit de dériver les polynômes P_1 et P_2 auxquels sont associés les angles θ_1 et θ_2, puis de les diviser par le temps des foulées $T_{foulée}$, pour obtenir les vitesses de rotation moyennes Ω_1 et Ω_2. Après opérations, nous aboutissons aux Équations 4.25 et 4.26 présentées en suivant :

$$\Omega_1(t) = -44668,8 \times x^5 + 103579 \times x^4 - 79426,4 \times x^3 + 22278 \times x^2 - 1946 \times x + 131,6 \tag{4.25}$$

$$\Omega_2(t) = 81153,6 \times x^5 - 154929 \times x^4 + 87644,8 \times x^3 - 10938 \times x^2 - 2306,4 \times x + 355,2 \tag{4.26}$$

Les dernières informations dont nous avons besoin pour résoudre le système d'Équations 4.16 concernent les longueurs des os du fémur et du tibia. D'après notre revue de la littérature, la seule étude fournissant les longueurs moyennes de ces deux os est celle publiée par Allen (1994) et son équipe. Toutefois, les longueurs qu'ils mesurent ne correspondent pas exactement à celles définies lors de la mise en place de notre modèle théorique, à savoir les segments OA et AC modélisant le fémur et le tibia. Nous mesurons donc nous-mêmes les longueurs des os à l'aide du logiciel VodK, tel que mentionné lors de la description de notre protocole expérimental. Ainsi, chaque membre cadavérique testé dans cette étude est mesuré de sorte à obtenir sa cinématique propre et à adapter adéquatement le programme de commande des moteurs du montage. Par soucis de concision, nous ne rapportons ici que les résultats cinématiques concernant le membre cadavérique utilisé pour l'évaluation de la reproductibilité et de la fiabilité du montage. Les longueurs du fémur $L_{Fémur}$ et du tibia L_{Tibia} de ce spécimen s'élèvent respectivement à 204 mm et 232 mm.

En nous reportant de nouveau au système d'Équations 4.16 précédent, nous pouvons constater que nous disposons à présent de l'ensemble des informations nécessaires à sa résolution. Nous sommes donc capables de calculer Ω_3, et d'en déduire par la suite V_Y et V_Z. Une fois toutes les opérations effectuées, nous aboutissons aux valeurs reportées dans le Tableau 4.1 ci-dessous. Notons que ce tableau présente également les différentes valeurs – calculées à l'aide des Équations 4.17, 4.18, 4.25 et 4.26 – prises par les angles θ_1 et θ_2 et les vitesses de rotation Ω_1 et Ω_2 au cours d'une foulée au trot.

Tableau 4.1 Évolution des angles et des vitesses des articulations du membre pelvien au cours d'une foulée au trot

Phase de la foulée	Avancement de la foulée (%)	Angles (°)		Vitesses de rotation (°/s)			Vitesses de translation (m/s)	
		θ_1	θ_2[8]	Ω_1	Ω_2	Ω_3	V_Y	V_Z
Phase d'appui	0	109,7	-145,9	126,31	126,31	-467,3	-2,3	-0,3
	4,2	111,8	-139,6	80,25	80,25	-315,5	-1,5	-0,4
	8,4	113,5	-135,7	79,90	79,90	-203,6	-1,0	-0,3
	12,6	115,5	-134,1	101,66	101,66	-130,3	-0,8	-0,2
	16,8	118,0	-134,2	128,04	128,04	-91,7	-0,8	-0,1
	21	121,0	-135,4	146,91	146,91	-81,7	-0,8	-0,1
	25,2	124,3	-136,8	150,93	150,93	-93,1	-0,8	-0,2
	29,4	127,5	-137,7	136,77	136,77	-117,3	-0,9	-0,3
	33,6	130,2	-137,5	104,52	104,52	-145,7	-0,8	-0,4
	37,8	131,9	-135,8	56,98	56,98	-169,8	-0,7	-0,5
	42	132,6	-132,6	-1,00	-1,00	-181,5	-0,5	-0,6
Phase aérienne	47,8	131,2	-125,9	-86,59	-86,59	-165,6	-0,1	-0,5
	53,6	127,4	-117,9	-161,97	-161,97	-102,5	0,4	-0,4
	59,4	121,7	-110,7	-209,81	-209,81	9,8	0,8	-0,1
	65,2	115,2	-106,6	-216,96	-216,96	161,2	1,1	0,4
	71	109,1	-107,9	-177,88	-177,88	326,9	1,4	0,8
	76,8	104,8	-115,8	-97,98	-97,98	464,4	1,8	1,0
	82,6	103,4	-129,4	3,02	3,02	510,7	1,9	0,8
	88,4	104,9	-144,9	87,65	87,65	379,8	1,2	0,4
	94,2	107,9	-154,0	97,37	97,37	-40,2	-0,5	0,1
	100	109,2	-142,4	-50,81	-50,81	-890,0	-3,3	-1,1

[8] Les signes négatifs sont dus à la convention de signe que nous avons établie au chapitre 3.2.1.4.

4.1.3 Calculs des déplacements angulaires et linéaires

Le but final de nos calculs cinématiques étant de déterminer les déplacements linéaires et angulaires que devront imposer les moteurs de notre montage expérimental, nous cherchons à présent à déduire des vitesses Ω_3, V_Y et V_Z précédentes, les déplacements θ_3, λ_Y et λ_Z qui y sont associés. Pour ce faire, nous procédons exactement de la même façon que pour obtenir les vitesses de rotation Ω_1 et Ω_2 à partir des angles θ_1 et θ_2.

Tout d'abord, nous traçons les courbes donnant l'évolution des vitesses Ω_3, V_Y et V_Z au cours d'une foulée complète au trot, puis nous les approximons à l'aide de courbes polynômiales d'ordre six dont voici les équations (Équations 4.27, 4.28 et 4.29).

$$\Omega_3(t) = P_3(x) = -35014,3 \times x^5 + 49280,5 \times x^4 - 7886,9 \times x^3 - 10882,9 \times x^2 + 4080,9 \times x - 467,3 \quad (4.27)$$

$$Vy(t) = P_y(x) = -266,4 \times x^6 + 769,7 \times x^5 - 938,7 \times x^4 + 595,4 \times x^3 - 188,6 \times x^2 + 27,6 \times x - 2,3 \quad (4.28)$$

$$Vz(t) = P_z(x) = 296,6 \times x^6 - 910,6 \times x^5 + 994,9 \times x^4 - 463,6 \times x^3 + 86,3 \times x^2 - 4,3 \times x - 0,3 \quad (4.29)$$

En combinant ces équations à l'Équation 4.6 précédente, nous obtenons les relations ci-dessous :

$$\forall \{t, x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad \Omega_3(t) = P_3(x) = \frac{\partial \theta_3(t)}{\partial t} \quad (4.30)$$

$$\forall \{t, x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad V_i(t) = P_i(x) = \frac{\partial \lambda_i(t)}{\partial t} \quad \text{avec } i \in \{y; z\} \quad (4.31)$$

Nous pouvons donc écrire que :

$$\forall \{t, x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad \theta_3(t) = \int_0^{T_{foulée}} \Omega_3(t)\, dt = \int_0^{T_{foulée}} P_3(x)\, dt \quad (4.32)$$

$$\forall \{t, x\} \in \left[0, T_{foulée}\right] \times [0\%, 100\%] \qquad \lambda_i(t) = \int_0^{T_{foulée}} V_i(t)\, dt = \int_0^{T_{foulée}} P_i(x)\, dt \quad \text{avec } i \in \{y; z\} \quad (4.33)$$

Ainsi, en opérant un changement de variable, nous obtenons les Équations 4.34 et 4.35 suivantes :

$$\forall\{t,x\}\in\left[0,T_{foulée}\right]\times[0\%,100\%] \qquad \theta_3(t)=\int_0^1\Omega_3(t)\times T_{foulée}\,dx=\int_0^1 P_3(x)\times T_{foulée}\,dx \tag{4.34}$$

$$\forall\{t,x\}\in\left[0,T_{foulée}\right]\times[0\%,100\%] \qquad \lambda_i(t)=\int_0^1 V_i(t)\times T_{foulée}\,dx=\int_0^1 P_i(x)\times T_{foulée}\,dx \quad \text{avec } i\in\{y;z\} \tag{4.35}$$

Finalement, pour obtenir les déplacements angulaires θ_3 et linéaires λ_Y et λ_Z, il nous suffit d'intégrer les polynômes associés aux vitesses de rotation Ω_3 et de translation V_Y, V_Z, puis de les multiplier par le temps des foulées $T_{foulée}$. Après opérations, nous aboutissons aux expressions polynômiales ci-dessous.

$$\theta_3(t)=-2917,9\times x^6+4928,1\times x^5-985,9\times x^4-1813,8\times x^3+1020,2\times x^2-233,7\times x+104 \tag{4.36}$$

$$\lambda y(t)=-19\times x^7+64,1\times x^6-93,9\times x^5+74,4\times x^4-34,4\times x^3+6,9\times x^2-1,2\times x+0,1 \tag{4.37}$$

$$\lambda z(t)=19,3\times x^7-75,9\times x^6+99,5\times x^5-58\times x^4+14,4\times x^3-1,1\times x^2-0,2\times x+0,4 \tag{4.38}$$

Il est bon de noter que les derniers coefficients de ces trois expressions polynômiales correspondent aux constantes d'intégration. Ces dernières sont déterminées à partir du modèle théorique du membre pelvien placé en position initiale de la phase d'appui au trot. Les opérations utilisées afin d'obtenir ces constantes sont décrites en suivant.

Nous savons, d'après la résolution du système d'Équations 4.6 et du Tableau 4.1 précédents, que les angles initiaux de l'os de la hanche θ_0 et des articulations de la hanche $\theta_1(0)$ et du genou $\theta_2(0)$ mesurent respectivement 50°, 109,7° et 145,9°. En nous basant sur la Figure 4.5, nous pouvons ainsi en déduire que l'angle initial de la cheville $\theta_3(0)$ mesure 104° (Équation 4.39).

$$\theta_3(0)=90+\theta_0+\theta_1(0)-\theta_2(0)=104° \tag{4.39}$$

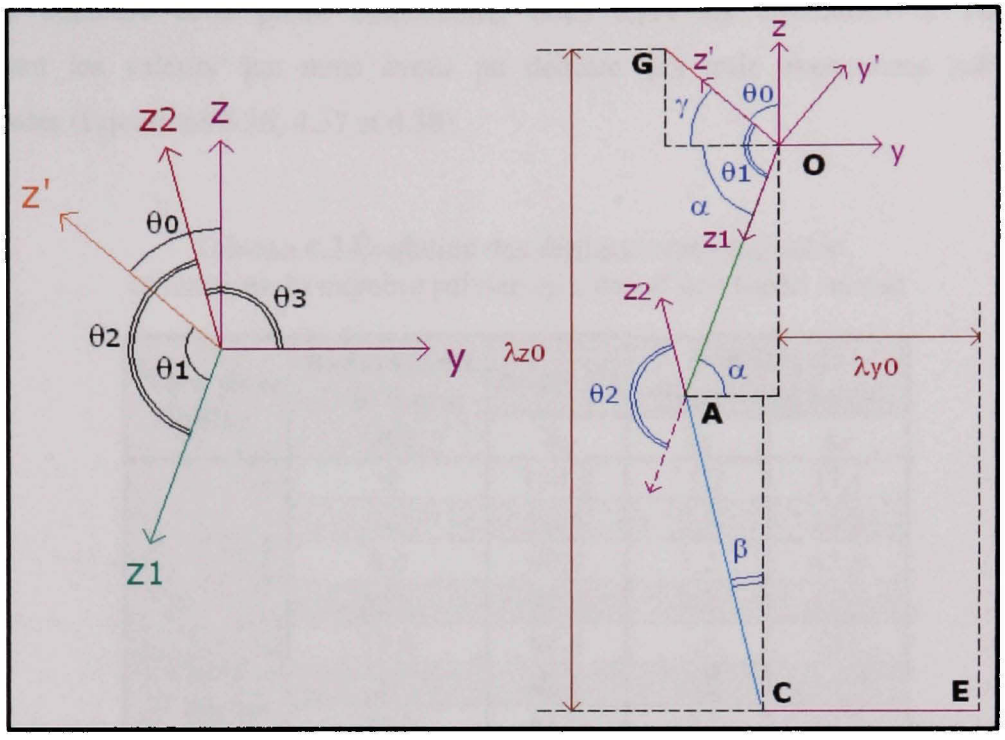


Figure 4.5 Position initiale du modèle théorique du membre pelvien.

De façon similaire, les constantes d'intégration $\lambda_Y(0)$ et $\lambda_Z(0)$ sont obtenues à l'aide des longueurs $L_{Fémur}$ et L_{Tibia} et des dimensions des articulations mécaniques du montage expérimental. En choisissant arbitrairement d'imposer les déplacements linéaires λ_Y et λ_Z comme représentant les distances OE et CG, nous pouvons écrire, d'après la Figure 4.5, les relations suivantes :

$$\lambda y(0) = -L_{Fémur}\cos(\alpha) + L_{Tibia}\sin(\beta) + CE \tag{4.40}$$

$$\lambda z(0) = L_{Tibia}\cos(\beta) + L_{Fémur}\sin(\alpha) + OG\sin(\gamma) \tag{4.41}$$

Après application numérique, nous obtenons des constantes d'intégration $\lambda_Y(0)$ et $\lambda_Z(0)$ atteignant respectivement 170 mm et 390 mm.

Notons par ailleurs que ces trois constantes d'intégration $\theta_3(0)$, $\lambda_Y(0)$ et $\lambda_Z(0)$ sont utilisées afin d'orienter adéquatement le membre cadavérique au début de la phase d'appui au trot, une fois ce dernier placé dans le montage.

Afin de conclure cette phase calculatoire, nous reportons ci-dessous le Tableau 4.2 regroupant les valeurs que nous avons pu déduire des trois expressions polynomiales précédentes (Équations 4.36, 4.37 et 4.38).

Tableau 4.2 Évolution des déplacements angulaire et linéaires du membre pelvien au cours d'une foulée au trot

Phase de la foulée	Avancement de la foulée (%)	Angle (°)	Vitesses de translation (mm)	
		θ_3	λ_Y	λ_Z
Phase d'appui	0	104,0	11,7	47,1
	4,2	96,5	7,7	46,4
	8,4	90,9	5,2	45,6
	12,6	87,3	3,3	45,1
	16,8	84,9	1,5	44,8
	21	83,1	-0,2	44,5
	25,2	81,2	-2,1	44,2
	29,4	78,9	-3,9	43,7
	33,6	76,0	-5,6	43,0
	37,8	72,6	-7,2	42,0
	42	68,7	-8,4	40,8
Phase aérienne	47,8	63,3	-9,2	39,1
	53,6	59,2	-9,0	37,7
	59,4	57,6	-7,5	37,1
	65,2	60,1	-4,7	37,5
	71	67,5	-0,6	39,2
	76,8	79,6	4,5	41,7
	82,6	94,7	9,9	44,7
	88,4	108,7	14,5	47,1
	94,2	114,7	16,0	47,9
	100	102,0	10,9	46,2

4.1.4 Validation des calculs cinématiques

La validation de l'ensemble de nos calculs cinématiques s'est faite à l'aide du logiciel MSC.Software-ADAMS/view®, tel qu'annoncé au CHAPITRE 3.2.3. Toutefois, par souci de concision, nous ne présentons ici que les résultats obtenus pour l'articulation du genou.

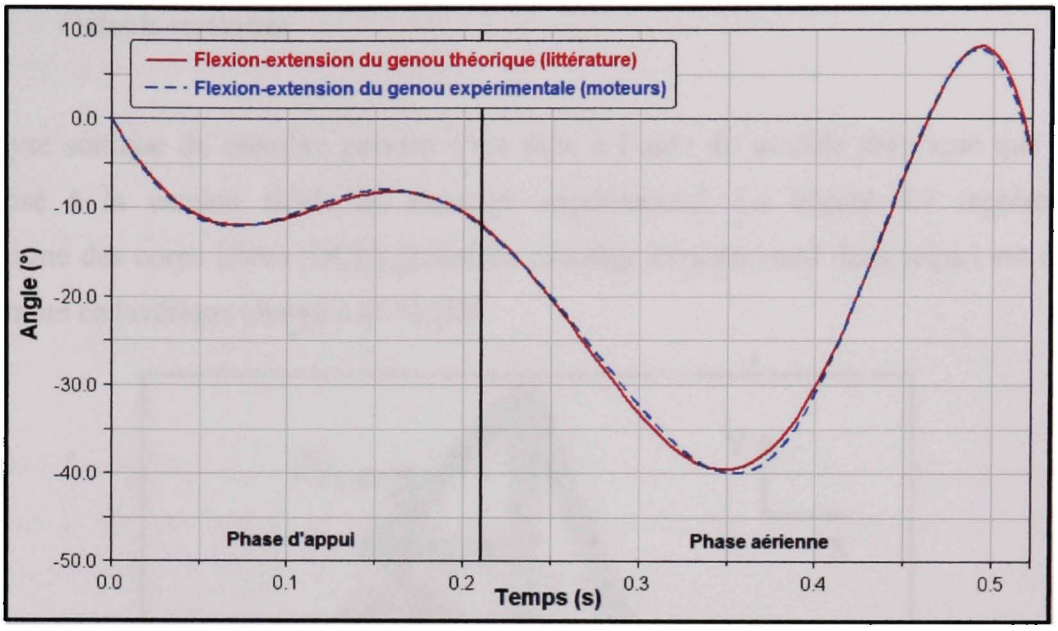


Figure 4.6 Validation des calculs cinématiques effectuée sous MSC.Software-ADAMS/view®.

La Figure 4.6 ci-dessus permet de comparer les courbes de flexion-extension théorique et expérimentale de l'articulation du genou au cours d'une foulée complète au trot. La première courbe (en rouge sur la Figure 4.6) est obtenue en simulant les mouvements de la hanche et du genou d'après les données recueillies dans la littérature, tandis que la seconde (en bleu sur la Figure 4.6) est obtenue en simulant les mouvements de la cheville et du tarse imposés par les moteurs du montage d'après nos calculs cinématiques. Générées grâce au logiciel MSC.Software-ADAMS/view®, ces deux courbes représentent les mouvements absolus de l'articulation du genou. La valeur angulaire initiale est donc égale à zéro, contrairement aux courbes de la Figure 4.4 qui représentent les mouvements relatifs de l'articulation.

Comme nous pouvons le constater sur la Figure 4.6, les valeurs prises par les courbes théorique et expérimentale sont quasi-identiques. Aucune mesure n'a cependant été effectuée afin de quantifier les différences existant entre ces deux courbes. De plus, il est important de noter que les courbes théoriques et expérimentales obtenues au niveau des autres structures, à savoir la flexion-extension de la hanche θ_1 et de la cheville θ_3 ainsi que les déplacements linéaires de la hanche λ_Z et du tarse λ_Y, sont similaires à ceux présentés à la Figure 4.6.

4.2 Calculs statiques

L'analyse statique du membre pelvien s'est faite à l'aide du modèle théorique que l'on a transposé à la version finale du montage expérimental. La Figure 4.7 représente le diagramme des corps libres (DCL) global du montage expérimental dans lequel est installé un membre cadavérique chargé à 45 % BW.

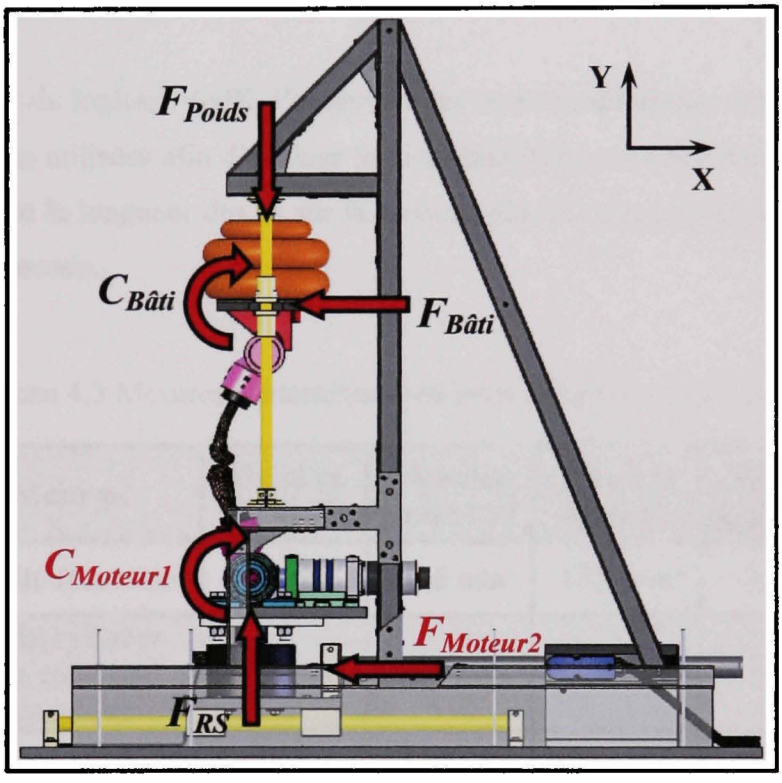


Figure 4.7 DCL global du montage expérimental (Catia V5 software, IBM corp. USA).

Une fois le DCL global mis en place, nous avons établi un DLC local pour les cinq structures du modèle théorique que sont le bâti, la hanche artificielle, le fémur, le tibia et le tarse artificiel. Ainsi, en appliquant le principe fondamental de la statique ($\sum \vec{F} = \vec{0}$ et $\sum \vec{M} = \vec{0}$) à chacun de ces DCL, nous avons été capables de déterminer les moments et les efforts nécessaires pour maintenir le membre cadavérique en équilibre dans le montage. En particulier, nous avons pu évaluer le couple $C_{Moteur1}$ et la force $F_{Moteur2}$ que devront générer les moteurs rotatif et linéaire de ce dernier (Figure 4.7).

Ici encore, nous ne reportons qu'une partie de nos résultats, les différents DCL ainsi que les équations statiques n'étant pas présentés. Au final, après résolution des équations, le couple $C_{Moteur1}$ et la force $F_{Moteur2}$ maximum nécessaires pour simuler la phase d'appui au trot d'un chien de 35 kg s'élèvent respectivement à 30 Nm et 60 N. Les moteurs du montage ont ainsi été choisis de sorte à pouvoir supporter de telles charges.

4.3 Mesures réalisées sous VodK

Réalisées à partir du logiciel VodK, l'ensemble des mesures effectuées sur les deux paires de membres pelviens utilisées afin d'évaluer la reproductibilité et la fiabilité du montage, ainsi que l'influence de la longueur des os sur la cinématique 3D enregistrée, est reportée dans le Tableau 4.3 ci-dessous.

Tableau 4.3 Mesures anatomiques réalisées à l'aide du logiciel VodK

Mesures	Membre droit #2	Membre gauche #2	Membre droit #3	Membre gauche #3
Ø tête fémorale	10,7 mm	10,6 mm	12,2 mm	12,2 mm
Ø du cylindre des condyles fémoraux	12,8 mm	12,4 mm	12,4 mm	12,4 mm
$L_{Fémur}$	203,0 mm	204,3 mm	189,5 mm	188,8 mm
Angle axe Z / axe tuyau fémoraux	10°	9,8°	12,4°	11,6°
Longueur du segment des condyles tibiaux	27,6 mm	27,6 mm	30,9 mm	31,0 mm
Ø malléoles tibiales	16,9 mm	16,9 mm	17,8 mm	17,9 mm
L_{Tibia}	232,8 mm	230,5 mm	222,9 mm	222,0 mm

Nous pouvons remarquer, d'après les valeurs présentées dans le Tableau 4.3 précédent, que la variabilité intra-spécimens des mesures effectuées au niveau de la tête et des condyles fémoraux ainsi qu'au niveau des malléoles et des condyles tibiaux est inférieure à 0,3 mm. De même, la variabilité intra-spécimens des mesures effectuées au niveau des axes du fémur et de son tuyau est inférieure à 0,6°. La variabilité intra-spécimens des mesures effectuées au niveau des os du fémur et du tibia est quant à elle inférieure à 1,6 mm. Finalement, la variabilité inter-spécimens de ces mesures s'élève respectivement à 1,9 mm, 1,3° et 8,4 mm.

4.4 Reproductibilité et fiabilité du système de centrage

Les résultats des cinq radiographies face-profil du fémur et du tibia, avec et sans péroné, des deux membres pelviens utilisés pour évaluer la reproductibilité et la fiabilité de notre système de centrage sont reportés dans le Tableau 4.4 suivant. Les résultats exposés correspondent aux moyennes et écarts-types des dix essais réalisés pour chaque type d'os et chacune des faces radiographiées. À titre d'exemple, les premières valeurs du Tableau 4.4 (0,3 ± 0,5 mm) représentent la moyenne et l'écart-type du centrage inférieur observé de face au cours des cinq essais réalisés sur chacun des fémurs droit et gauche.

Tableau 4.4 Centrage et alignement du fémur et du tibia des membres #1 dans les tuyaux

Mesures effectuées			Fémur	Tibia	Tibia (péroné sectionné)
Centrage (mm)	Face	Inférieur	0,3 ± 0,5	0,3 ± 0,5	0,2 ± 0,3
		Supérieur	1,0 ± 1,0	3,9 ± 3,2	1,8 ± 1,0
	Profil	Inférieur	1,1 ± 0,2	0,3 ± 0,4	0,3 ± 0,4
		Supérieur	2,7 ± 1,8	1,9 ± 0,7	2,6 ± 1,0
Alignement (°)	Face		1,3 ± 0,9	3,1 ± 2,5	1,5 ± 0,8
	Profil		3,3 ± 1,7	1,6 ± 0,5	1,8 ± 0,5

Nous constatons, d'après les valeurs du Tableau 4.4 précédent, que le centrage inférieur face-profil du fémur est inférieur à 1,1 mm, pour une variabilité intra-spécimens inférieure 0,5 mm. Le centrage supérieur face-profil du fémur est pour sa part inférieur à 2,7 mm, pour une variabilité intra-spécimens inférieure 1,8 mm. Enfin, son alignement face-profil par rapport au tuyau est inférieur à 3,3°, pour une variabilité intra-spécimens inférieure à 1,7°. Par ailleurs, les valeurs concernant le tibia varient selon que l'os ait ou non son péroné. En effet, le centrage supérieur et la variabilité intra-spécimens de face passent de 3,9 ± 3,2 mm pour un tibia avec péroné, à 1,8 ± 1,0 mm pour un tibia sans péroné. De même, l'alignement et la variabilité intra-spécimens de face passent de 3,1 ± 2,5° pour un tibia avec péroné, à 1,5 ± 0,8° pour un tibia sans péroné. Les autres valeurs de centrage, d'alignement et de variabilité intra-spécimens sont par contre semblables les unes par rapport aux autres.

4.5 Reproductibilité et fiabilité du montage expérimental

4.5.1 Reproductibilité

Les résultats concernant les 15 simulations de la phase d'appui enregistrées sur chacun des deux membres pelviens afin d'évaluer la reproductibilité de la cinématique 3D du genou obtenue grâce au montage expérimental sont présentés dans les Tableau 4.5 et Tableau 4.6 ci-après.

Tableau 4.5 Cinématique 3D moyenne des 12[9] essais enregistrés sur le genou droit #2

Phase d'appui (%)	Flexion + (°)	Abduction + (°)	Rotation externe + (°)	Translation crâniale + (mm)	Translation latérale + (mm)	Translation distale + (mm)
0	21,3 ± 2,2	-6,7 ± 0,2	0,2 ± 0,8	0,1 ± 0,1	-0,1 ± 0,2	0,0 ± 0,1
10	22,0 ± 2,6	-7,0 ± 0,7	3,6 ± 2,3	2,4 ± 1,7	-2,0 ± 2,4	1,6 ± 1,8
20	23,1 ± 0,8	-7,4 ± 0,2	5,3 ± 1,2	1,9 ± 1,3	-3,0 ± 1,5	1,9 ± 1,2
30	23,7 ± 1,0	-7,3 ± 0,2	5,3 ± 1,0	2,4 ± 1,7	-3,0 ± 1,4	1,8 ± 1,0
40	23,1 ± 0,8	-7,2 ± 0,1	4,9 ± 1,3	2,5 ± 1,0	-2,9 ± 1,6	2,0 ± 1,1
50	23,9 ± 0,7	-7,7 ± 0,2	6,4 ± 1,5	3,1 ± 1,3	-3,6 ± 1,5	1,8 ± 1,2
60	22,1 ± 0,7	-7,5 ± 0,2	5,6 ± 1,4	1,2 ± 1,4	-3,2 ± 1,5	2,6 ± 1,3
70	22,7 ± 1,2	-7,9 ± 0,5	5,3 ± 1,5	0,4 ± 1,9	-2,7 ± 2,1	2,6 ± 1,5
80	21,4 ± 2,3	-7,4 ± 0,2	5,9 ± 1,4	-1,7 ± 4,2	-3,6 ± 1,7	3,1 ± 1,5
90	23,2 ± 1,0	-7,4 ± 0,2	5,9 ± 1,4	0,4 ± 2,0	-3,7 ± 1,7	2,4 ± 1,3
100	25,0 ± 1,2	-7,3 ± 0,2	6,6 ± 1,1	0,6 ± 2,0	-4,4 ± 1,4	2,5 ± 1,4

Tableau 4.6 Cinématique 3D moyenne des 15 essais enregistrés sur le genou gauche #2

Phase d'appui (%)	Flexion + (°)	Abduction + (°)	Rotation externe + (°)	Translation crâniale + (mm)	Translation latérale + (mm)	Translation distale + (mm)
0	26,7 ± 0,3	-1,5 ± 0,3	0,1 ± 0,3	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
10	33,2 ± 0,8	-1,0 ± 0,7	1,8 ± 0,8	2,7 ± 1,3	-0,6 ± 1,6	-0,9 ± 1,5
20	34,8 ± 0,4	-0,8 ± 0,2	1,4 ± 0,3	4,2 ± 0,4	-0,3 ± 0,2	-1,3 ± 0,2
30	34,0 ± 0,4	-0,9 ± 0,1	1,8 ± 0,3	1,2 ± 0,3	-0,7 ± 0,2	-0,1 ± 0,1
40	34,7 ± 0,2	-1,0 ± 0,1	1,9 ± 0,3	2,0 ± 0,3	-1,1 ± 0,3	-0,5 ± 0,1
50	34,0 ± 0,2	-1,0 ± 0,1	1,7 ± 0,3	0,6 ± 0,3	-0,7 ± 0,2	0,1 ± 0,1
60	34,3 ± 0,4	-0,8 ± 0,1	1,3 ± 0,3	1,0 ± 0,2	-0,5 ± 0,2	-0,1 ± 0,1
70	33,9 ± 0,4	-0,7 ± 0,1	1,1 ± 0,3	0,9 ± 0,4	-1,2 ± 0,2	-0,2 ± 0,2
80	34,6 ± 0,4	-0,9 ± 0,1	1,4 ± 0,3	0,7 ± 0,4	-0,8 ± 0,2	-0,1 ± 0,2
90	34,2 ± 0,3	-0,7 ± 0,1	1,0 ± 0,3	-0,3 ± 0,3	-0,4 ± 0,1	0,4 ± 0,2
100	36,7 ± 0,3	-0,4 ± 0,2	1,0 ± 0,3	2,0 ± 0,5	-0,4 ± 0,2	-0,8 ± 0,2

[9] Le membre pelvien droit a été mal positionné dans le montage lors des trois premiers essais enregistrés. Ces derniers ont donc été retirés de nos résultats.

Les valeurs des Tableau 4.5 et Tableau 4.6 précédents nous indiquent que les variabilités moyennes des essais réalisés sur les genoux droit et gauche #2 sont inférieures à 1,5° et 0,5° pour les trois rotations, et inférieures à 2 mm et 0,5 mm pour les trois translations respectivement. Par ailleurs, il est important de noter que nous avons choisi de présenter nos résultats de flexion-extension en fonction de l'angle supplémentaire du genou (θ_2' = 180 - θ_2), tout comme l'a fait Korvick (1994) dans son étude. Les angles de flexion-extension reportés dans les deux tableaux précédents oscillent donc autour de 30°, ce qui correspond approximativement à un angle θ_2 de 150°. Les genoux des deux membres pelviens testés dans notre étude apparaissent fléchis 10° de moins que les genoux analysés *in vivo*, puisque les valeurs prises à l'appui par les courbes de flexion-extension théoriques oscillent autour de 140° (Figure 4.4 p. 77).

4.5.2 Fiabilité

Les données cinématiques 3D moyennes des trois essais réalisés sur les genoux droit et gauche sains, lésés (RLCCr et MM) et OA sont présentées à partir de la Figure 4.8 jusqu'à la Figure 4.19. Plusieurs remarques sont nécessaires afin de faciliter la lecture de ces graphiques. Tout d'abord, comme nous l'avons mentionné au CHAPITRE 3, nous ne simulons la phase d'appui au trot que de façon quasi-dynamique. Nos graphiques représentent donc les dix positions moyennes – simulées à partir de la position initiale des genoux dans le montage – au cours desquelles les moteurs linéaire et rotatif s'attendent durant une seconde. Ces 11 points sont reliés entre eux par des segments afin de rendre la lecture des graphiques plus aisée. Ensuite, les données de flexion-extension du genou sont comparées à celles rapportées dans la littérature 2D, puisque c'est à partir de ces dernières que le programme de commande des moteurs a été mis en place (Figure 4.4 p. 77) (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Schaefer et al., 1998). Enfin, les autres données cinématiques 3D, à savoir l'abduction-adduction, la rotation interne-externe, et les translations crânio-caudale (TCC), médio-latérale (TML) et proximo-distale (TPD), sont quant à elles comparées aux seules données disponibles dans la littérature, à savoir celles rapportées par Korvick (1994) et son équipe.

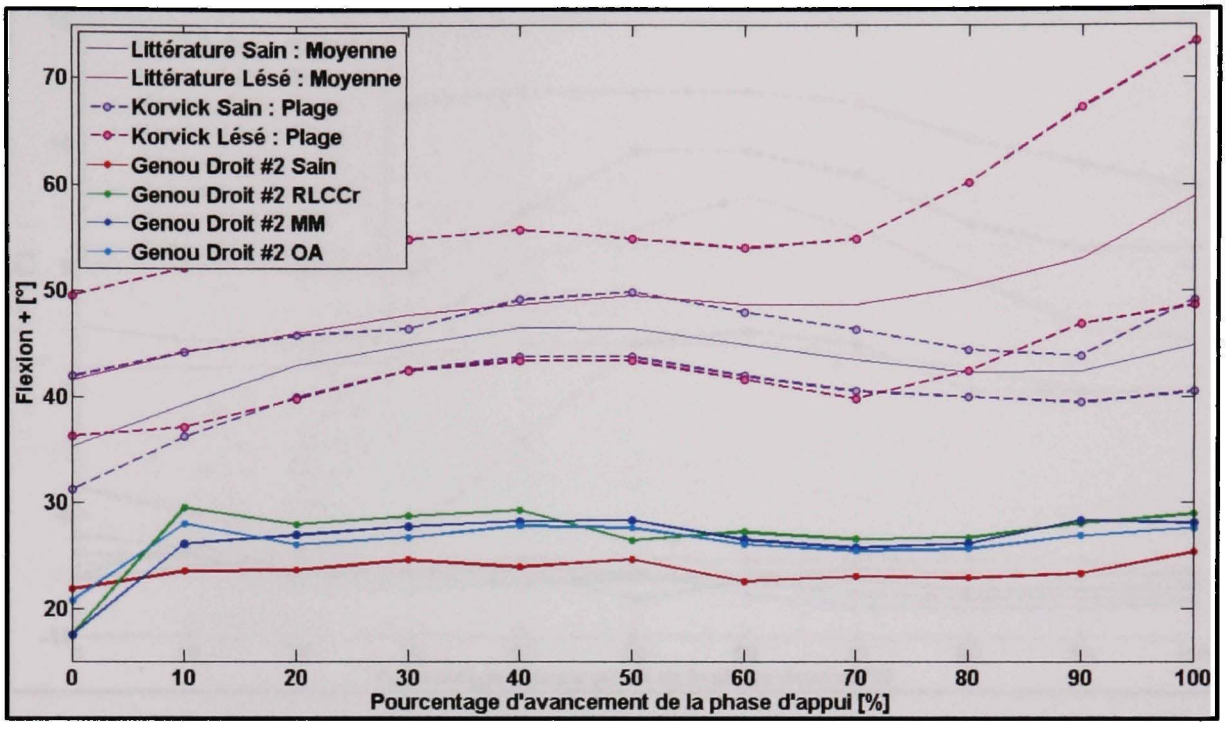


Figure 4.8 Évolution des angles de flexion-extension moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

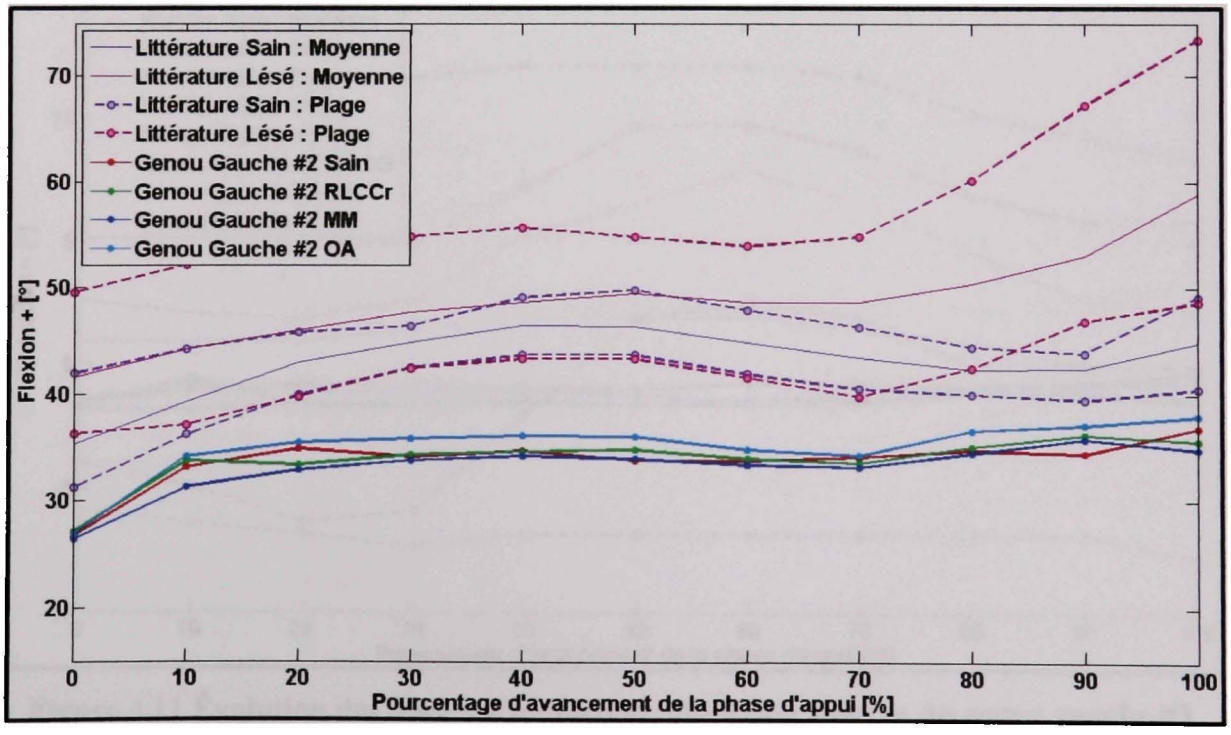


Figure 4.9 Évolution des angles de flexion-extension moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

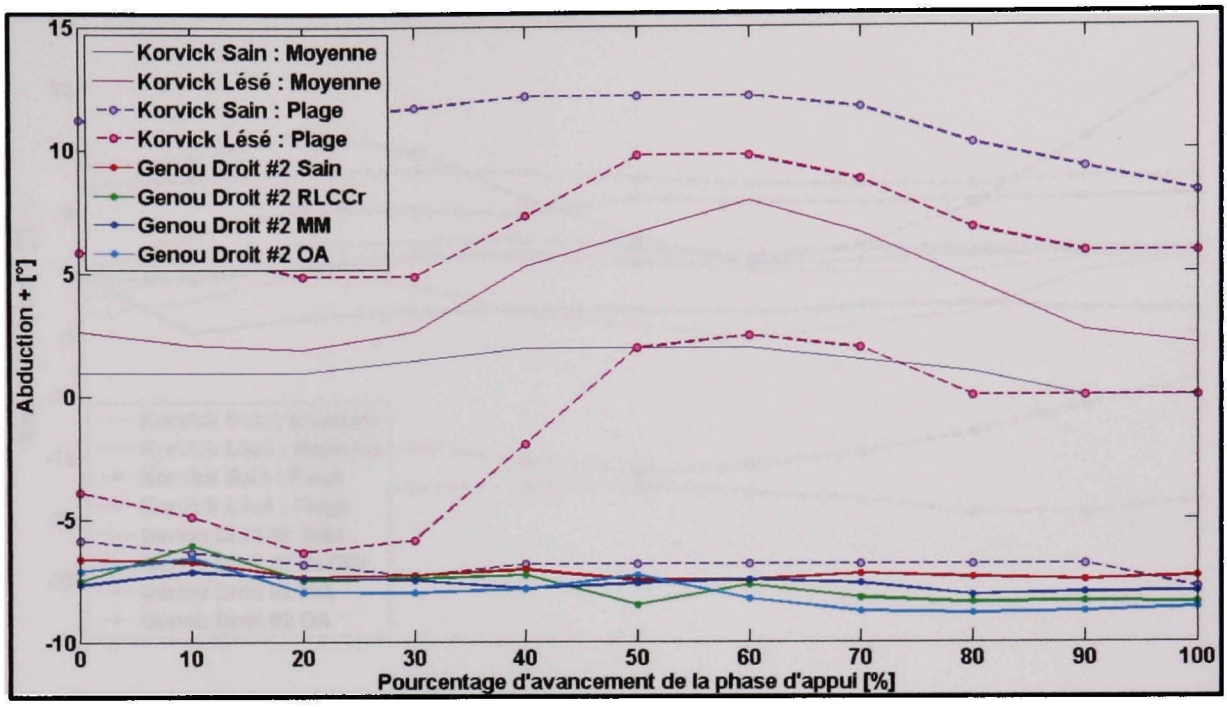


Figure 4.10 Évolution des angles d'abduction-adduction moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

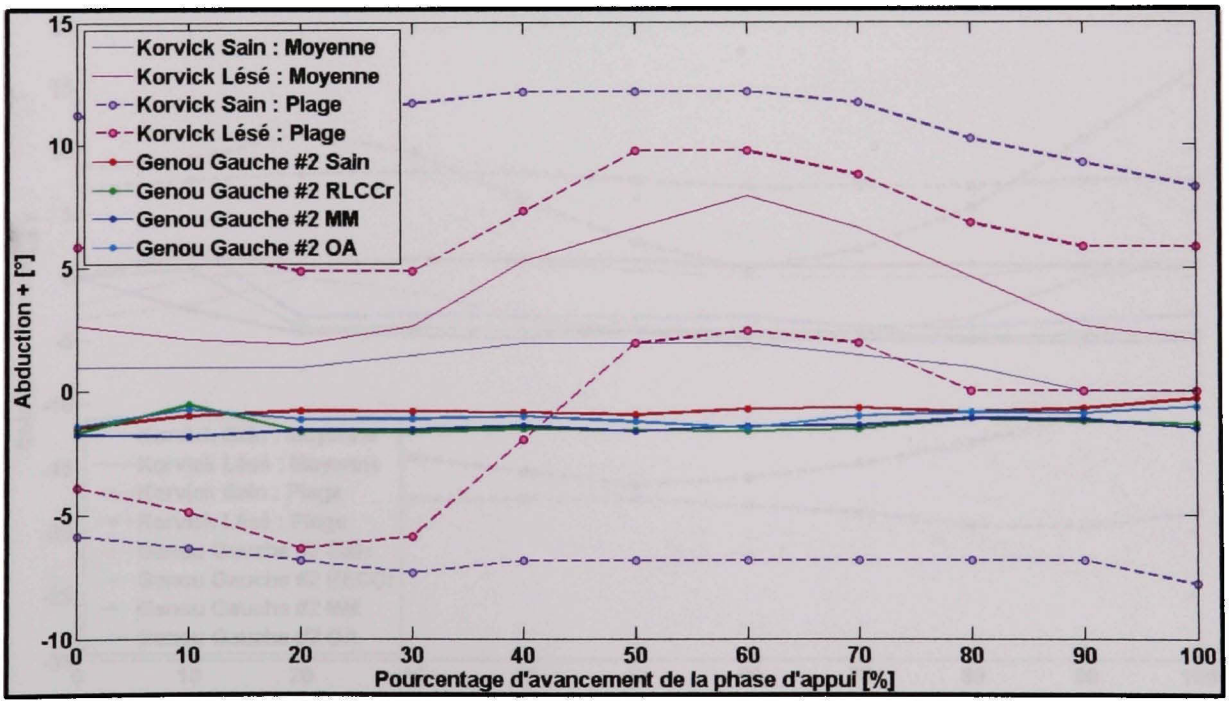


Figure 4.11 Évolution des angles d'abduction-adduction moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

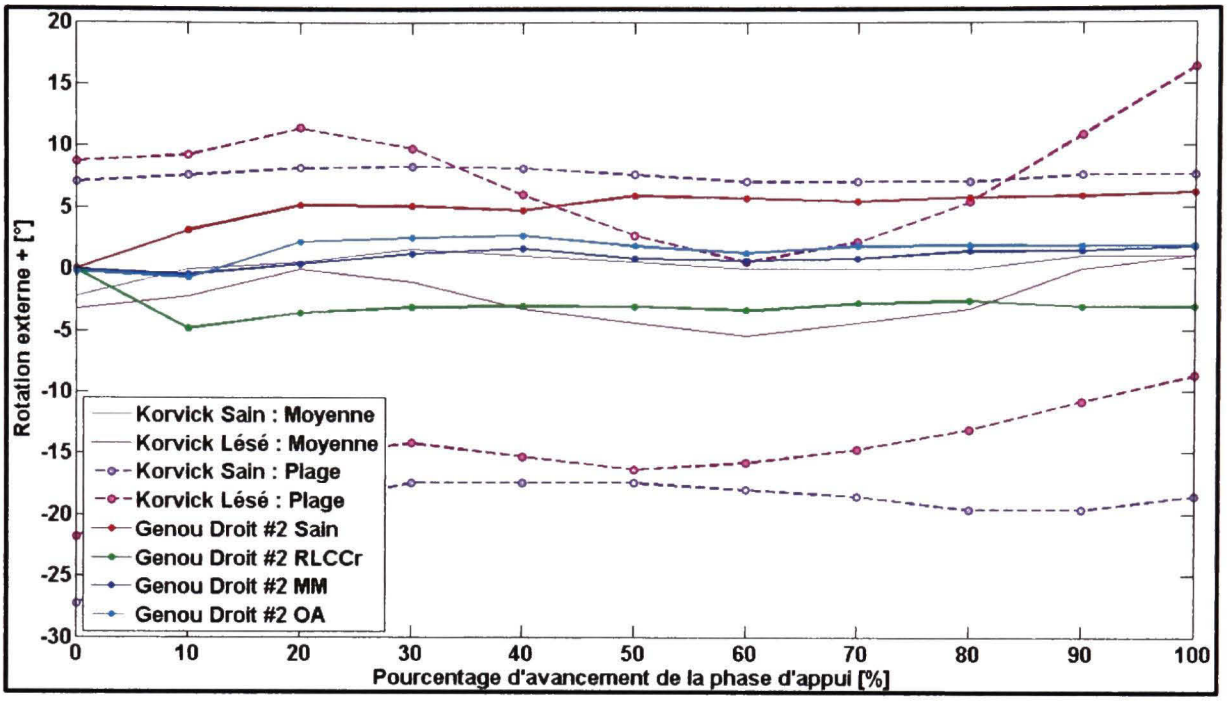


Figure 4.12 Évolution des angles de rotation interne-externe moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

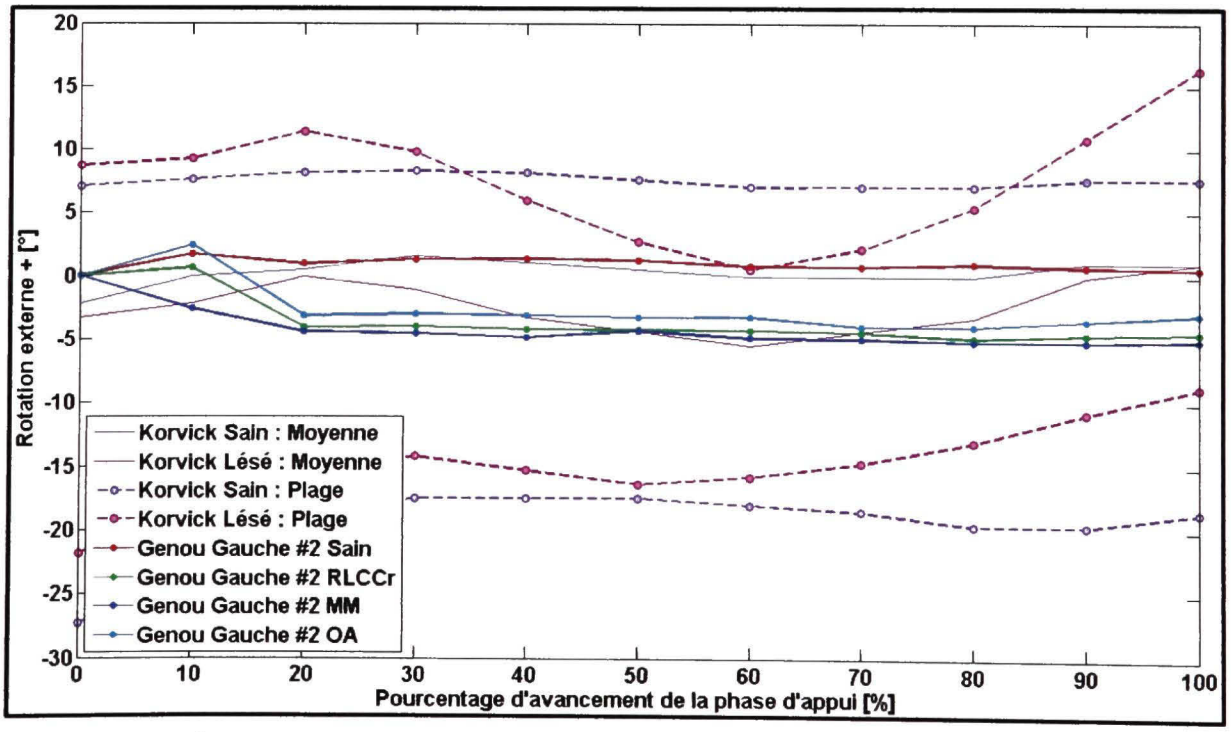


Figure 4.13 Évolution des angles de rotation interne-externe moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

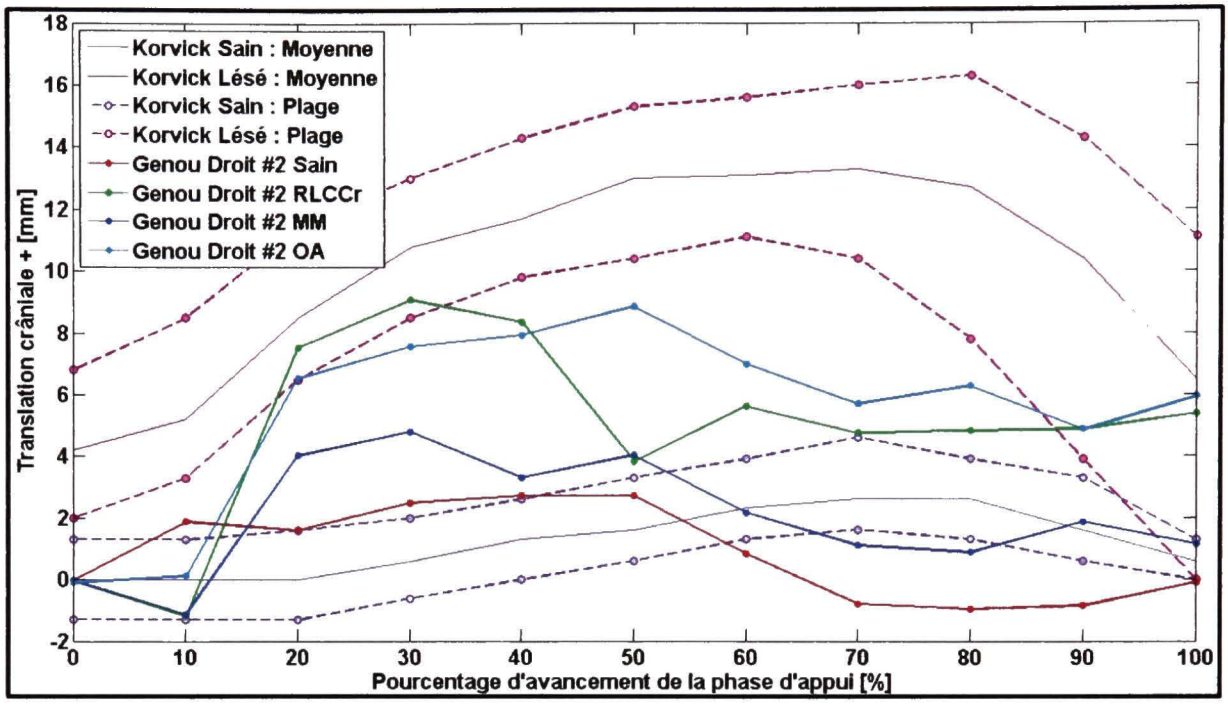


Figure 4.14 Évolution des angles de translation crânio-caudale moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

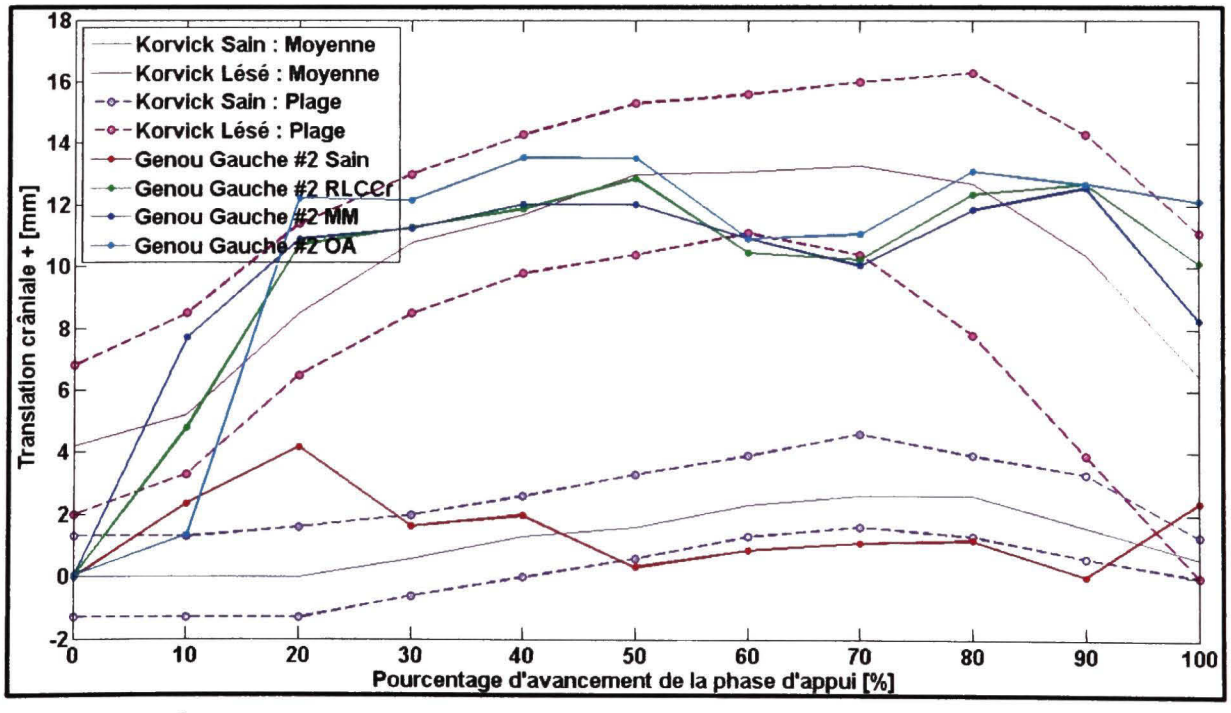


Figure 4.15 Évolution des angles de translation crânio-caudale moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

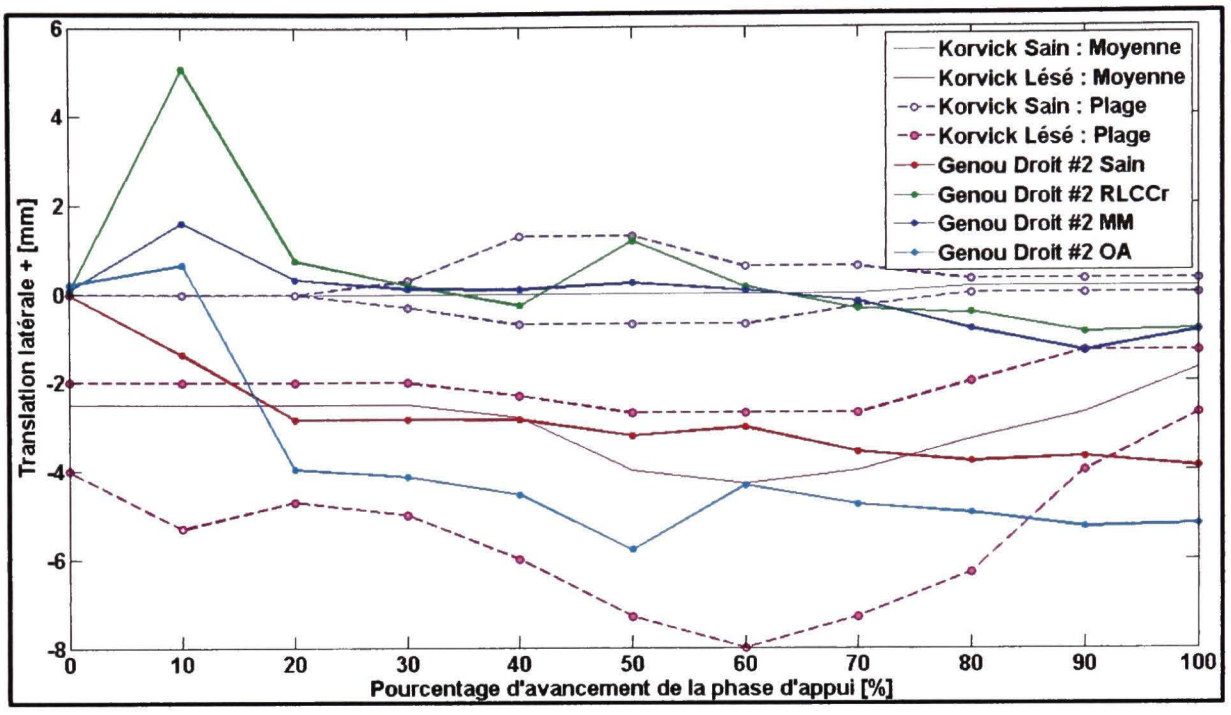


Figure 4.16 Évolution des angles de translation médio-latérale moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

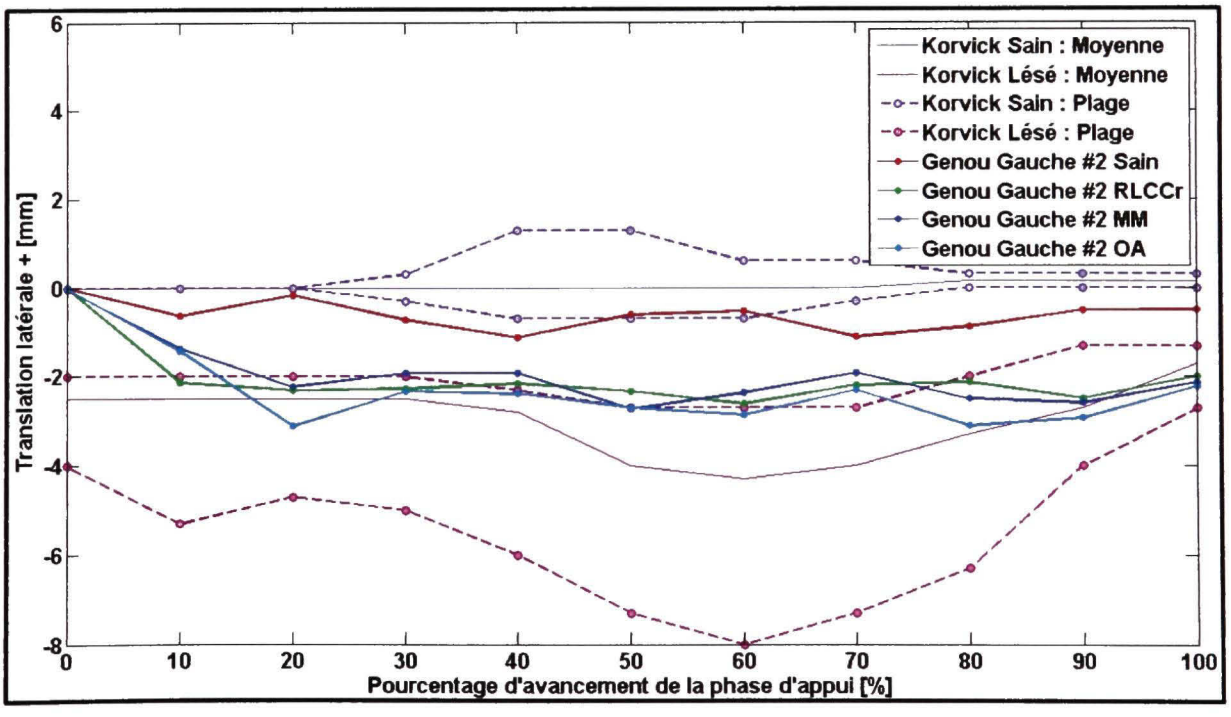


Figure 4.17 Évolution des angles de translation médio-latérale moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

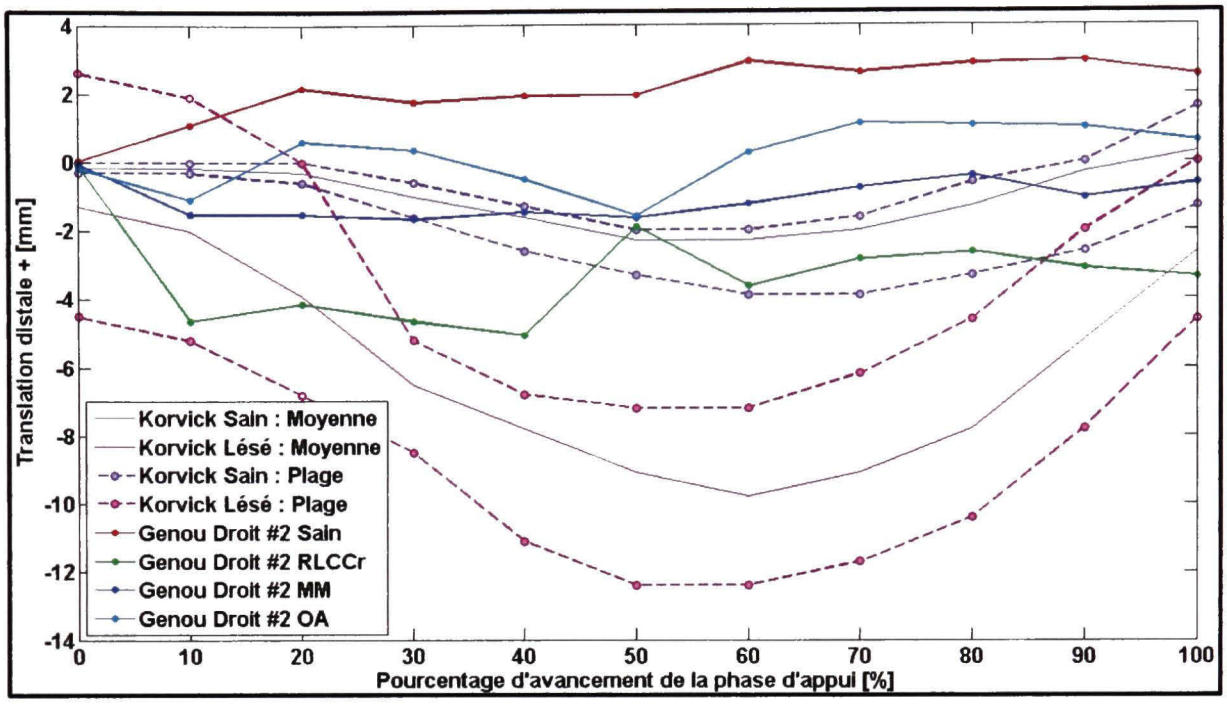


Figure 4.18 Évolution des angles de translation proximo-distale moyens du genou droit #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

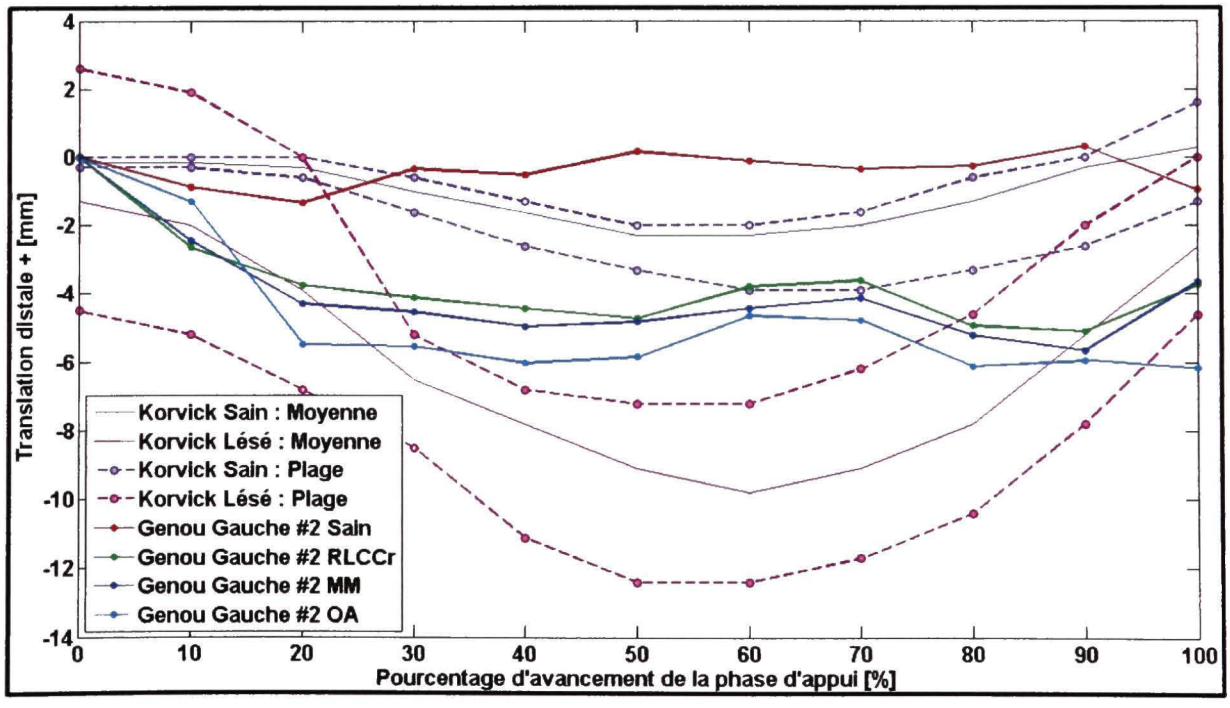


Figure 4.19 Évolution des angles de translation proximo-distale moyens du genou gauche #3 sain, lésé (RLCCr et MM) et OA.

En premier lieu, il est bon de remarquer, d'après les 12 figures précédentes, que la cinématique 3D du genou droit testé diffère de celle du genou gauche, en particulier au niveau des mouvements de TCC. Ces différences, dont nous soupçonnions l'existence d'après le « comportement anormal » du membre pelvien lors des essais expérimentaux, seront discutées au CHAPITRE 5. Ainsi, nous commenterons dans la suite de ce chapitre uniquement les résultats concernant le genou gauche.

L'amplitude des mouvements de flexion-extension enregistrés sur le genou gauche – qu'il soit sain, lésé ou OA – atteint 10° en flexion, ce qui correspond aux valeurs que l'on retrouve dans la littérature rapportant la cinématique 2D de genoux sains (Figure 4.9) (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Schaefer et al., 1998). Néanmoins, l'amplitude théorique des mouvements de flexion-extension de genoux souffrant d'une RLCCr atteint 15° en flexion, ce qui est légèrement supérieur aux valeurs expérimentales que nous avons enregistrées. Par ailleurs, malgré le fait que nos courbes expérimentales tendent à se rapprocher des courbes théoriques, nous constatons ici encore un manque de 10° en flexion par rapport à ces dernières. Le genou testé *in vitro* semble donc moins fléchi qu'il ne l'est *in vivo*.

Les mouvements d'abduction-adduction enregistrés sur le genou gauche restent constants – autour de 2° en adduction – tout au long de la phase d'appui, et ce quel que soit l'état du genou (Figure 4.11). Cette remarque correspond à celles faites par Korvick (1994) sur des genoux sains, mais diffère de celles faites sur des genoux souffrant de RLCCr. Les mouvements théoriques de ces derniers ont en effet une amplitude de 5° et atteignent en moyenne plus de 7° en abduction. D'un autre côté, les mouvements de rotation interne-externe enregistrés sur le genou gauche sont similaires à ceux rapportés par Korvick (1994) (Figure 4.13). En effet, la rotation interne-externe expérimentale du genou sain reste constante et nulle tout au long de la phase d'appui, tandis que celle du genou pathologique (RLCCr, MM et OA) vaut approximativement 5° en rotation interne, ce qui correspond aux courbes théoriques moyennes présentées par Korvick (1994).

Les mouvements de TCC enregistrés sur le genou gauche sain et pathologique correspondent également à ceux rapportés par Korvick (1994) (Figure 4.15). Les mouvements expérimentaux du genou sain sont en effet majoritairement localisés entre 0 mm et 2 mm tout au long de la phase d'appui, ce qui correspond à la courbe théorique moyenne « saine » de Korvick (1994). Les mouvements expérimentaux du genou pathologique ont quant à eux de très grandes amplitudes. Ils atteignent 12 mm en translation crâniale, ce qui correspond à la courbe théorique moyenne « lésée » de Korvick (1994).

Les mouvements de TML enregistrés sur le genou gauche correspondent eux aussi aux données présentées par Korvick (1994) (Figure 4.17). La courbe expérimentale du genou sain reste quasiment constante à l'appui – autour de 1 mm en médial – tout comme la courbe théorique moyenne « saine » de Korvick (1994). Les courbes expérimentales du genou pathologique possèdent pour leur part une amplitude de 2 mm en médial, ce qui est similaire à la courbe théorique moyenne « lésée » de Korvick (1994). Toutefois, nos courbes expérimentales n'atteignent au maximum que 2 mm de translation médiale, alors que la courbe de Korvick (1994) atteint 4 mm. Enfin, les mouvements de TPD enregistrés diffèrent légèrement de ceux rapportés par Korvick (1994) (Figure 4.19). La courbe expérimentale du genou sain reste quasiment nulle tout au long de la phase d'appui, tandis que la courbe théorique moyenne « saine » de Korvick (1994) possède une amplitude de 2 mm en proximal. De même, les courbes expérimentales du genou pathologique n'ont qu'une amplitude maximale de 6 mm en translation proximale, alors que celle de la courbe théorique moyenne « lésée » s'élève à 10 mm.

4.6 Influence de la longueur des os

Les résultats concernant les 15 phases d'appui simulées à partir des cinq programmes de commande des moteurs sur chacun des deux membres pelviens afin d'évaluer l'influence de la longueur des os du fémur et du tibia sur la cinématique 3D enregistrée sont présentés grâce aux Tableau 4.7 et Tableau 4.8 suivants.

Tableau 4.7 Cinématique 3D moyenne des 15 essais enregistrés sur le genou droit #3

Phase d'appui (%)	Flexion + (°)	Abduction + (°)	Rotation externe + (°)	Translation crâniale + (mm)	Translation latérale + (mm)	Translation distale + (mm)
0	23,2 ± 0,3	-6,4 ± 0,1	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
10	32,9 ± 2,9	-6,8 ± 0,5	2,2 ± 1,1	1,6 ± 0,9	-0,5 ± 0,4	-0,2 ± 0,6
20	33,4 ± 1,8	-6,2 ± 0,2	0,6 ± 0,4	2,7 ± 0,7	0,0 ± 0,2	0,0 ± 0,2
30	34,1 ± 1,8	-6,4 ± 0,2	0,8 ± 0,6	3,1 ± 1,2	0,0 ± 0,3	0,0 ± 0,4
40	34,3 ± 2,0	-6,6 ± 0,4	0,9 ± 0,4	3,3 ± 1,1	0,0 ± 0,6	-0,1 ± 0,6
50	34,6 ± 1,7	-6,6 ± 0,4	0,9 ± 0,4	3,8 ± 1,3	0,0 ± 0,7	-0,4 ± 0,7
60	34,2 ± 3,7	-6,9 ± 1,1	0,8 ± 0,5	3,7 ± 3,7	0,5 ± 1,6	-0,3 ± 0,9
70	33,8 ± 4,3	-6,2 ± 0,9	1,1 ± 0,7	1,8 ± 3,6	-0,7 ± 1,3	-0,1 ± 0,9
80	33,3 ± 4,6	-6,0 ± 0,6	1,3 ± 0,5	1,2 ± 3,2	-1,1 ± 0,8	-0,2 ± 0,7
90	33,3 ± 3,7	-5,9 ± 0,5	1,6 ± 0,6	-0,1 ± 2,3	-1,4 ± 0,4	0,4 ± 0,4
100	35,4 ± 3,6	-5,9 ± 0,4	1,5 ± 0,5	1,3 ± 2,4	-1,5 ± 0,6	-0,2 ± 0,5

Tableau 4.8 Cinématique 3D moyenne des 15 essais enregistrés sur le genou gauche #3

Phase d'appui (%)	Flexion + (°)	Abduction + (°)	Rotation externe + (°)	Translation crâniale + (mm)	Translation latérale + (mm)	Translation distale + (mm)
0	21,2 ± 0,8	-2,4 ± 0,1	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,1	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
10	27,8 ± 0,7	-2,4 ± 0,3	1,0 ± 0,9	0,8 ± 1,0	-0,3 ± 0,2	-0,6 ± 0,3
20	29,5 ± 0,7	-2,3 ± 0,3	1,0 ± 0,7	2,4 ± 1,0	-0,2 ± 0,1	-1,1 ± 0,3
30	29,8 ± 0,6	-2,4 ± 0,2	0,9 ± 0,5	2,8 ± 0,9	-0,1 ± 0,2	-1,1 ± 0,2
40	30,7 ± 1,1	-1,9 ± 0,5	0,9 ± 1,3	3,4 ± 1,1	-0,6 ± 0,9	-2,1 ± 1,1
50	29,9 ± 1,0	-2,0 ± 0,5	0,5 ± 0,5	2,5 ± 2,2	-0,1 ± 0,3	-1,4 ± 0,9
60	29,4 ± 2,4	-1,9 ± 0,6	0,3 ± 0,8	2,2 ± 3,5	0,0 ± 0,7	-1,4 ± 1,0
70	28,7 ± 1,8	-1,6 ± 0,4	0,3 ± 0,8	0,8 ± 2,1	-0,2 ± 0,2	-1,0 ± 0,6
80	28,9 ± 1,6	-1,5 ± 0,3	0,1 ± 0,8	0,5 ± 1,5	-0,1 ± 0,3	-1,0 ± 0,4
90	30,0 ± 2,1	-1,5 ± 0,1	0,1 ± 0,7	1,1 ± 2,1	-0,2 ± 0,1	-1,2 ± 0,7
100	31,7 ± 2,3	-1,5 ± 0,1	0,1 ± 0,6	1,5 ± 2,1	-0,2 ± 0,2	-1,4 ± 0,6

Comme nous pouvons le voir grâce aux valeurs présentes dans les Tableau 4.7 et Tableau 4.8 précédents, les variabilités moyennes des essais réalisés sur le genou droit #3 s'élèvent à 2,8° en flexion-extension et 1,8 mm en TCC, pour atteindre des maximums de 4,7° et 3,8 mm respectivement. Les variabilités moyennes des essais réalisés sur le genou gauche #3 s'élèvent quant à elles à 1,4° en flexion-extension et 1,6 mm en TCC, pour atteindre des maximums de 2,4° et 3,5 mm respectivement. Pour finir, les variabilités moyennes des essais réalisés sur les deux genoux #3 sont de l'ordre de 0,5° en abduction-adduction et en rotation interne-externe, et de l'ordre de 0,5 mm en TML et en TPD.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

5.1 Introduction

Le LCCr joue un rôle primordial dans le maintien de l'articulation du genou en restreignant notamment la translation crâniale et la rotation interne du tibia par rapport au fémur (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Lee et al., 2007; Tashman et al., 2004). Les conséquences d'une RLCCr sont désastreuses pour les structures internes du genou qui se dégradent rapidement (Innes et al., 2000; Vilensky et al., 1997). Les chiens de grande taille, fréquemment affectés par ce type de traumatisme, subissent généralement une opération chirurgicale dont le but est d'éliminer l'instabilité induite au niveau du genou (Conzemius et al., 2005; Hayashi, Manley et Muir, 2004; Innes et al., 2000; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Lee et al., 2007; Warzee et al., 2001; Wilke et al., 2005).

Le problème aujourd'hui est qu'il n'existe aucun consensus au sein de la communauté vétérinaire quant à la technique chirurgicale optimale à utiliser en cas de RLCCr (Aragon et Budsberg, 2005; Chailleux et al., 2007; Conzemius et al., 2005; Kim et al., 2008). Cette controverse provient principalement du manque de données – tant *in vivo* qu'*in vitro* – concernant l'effet des différentes techniques chirurgicales actuelles, les conséquences d'une RLCCr et le fonctionnement même d'un genou canin sain (Aragon et Budsberg, 2005; Chailleux et al., 2007; Clements et al., 2005; Gillette et Angle, 2008; Kim, Rietdyk et Breur, 2008). En outre, il apparaît que l'analyse cinématique 3D –« gold standard » en analyse du mouvement – est difficilement applicable *in vivo* puisqu'une seule étude au trot a été recensée à ce jour (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994).

Les études *in vitro* offrant de nombreux avantages vis-à-vis des études *in vivo* – notamment en termes d'éthique, de coût et de contrôle – nous avons décidé d'élaborer un montage expérimental capable de reproduire de façon dynamique la cinématique 3D de genoux canins

placés sous des conditions de mise en charge quasi-physiologiques, soit à 45 % BW. Construit à partir d'un modèle théorique du membre pelvien, ce montage expérimental permet d'obtenir des mesures objectives, fiables et reproductibles de la cinématique 3D du genou sain. À terme, notre montage expérimental permettra de documenter de façon précise les effets d'une RLCCr et de comparer efficacement les techniques chirurgicales les plus couramment employées aujourd'hui.

5.2 Validation des calculs cinématiques

Avant de débuter la conception de notre montage expérimental, nous avons au préalable élaboré un modèle théorique du membre pelvien. L'analyse cinématique que nous avons réalisée à partir de ce modèle nous a ensuite permis de déterminer les déplacements linéaires et angulaires que devront imposer les moteurs du montage afin de reproduire *in vitro* la cinématique 3D du genou canin.

Les résultats comparant les mouvements théoriques et expérimentaux de flexion-extension du genou ne montrent aucune différence significative entre les données recueillies dans la littérature scientifique et celles déduites de nos calculs cinématiques (Figure 4.6 p. 85) (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Schaefer et al., 1998). Cette remarque est également valable pour l'ensemble des mouvements des autres articulations du modèle théorique. Nous pouvons donc en conclure que nos calculs cinématiques sont exacts et cohérents d'un point de vue physiologique, puisque les mouvements que nous en avons déduits correspondent à ceux de la littérature scientifique *in vivo* (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Schaefer et al., 1998). Simuler la flexion de la cheville et la translation postérieure du tarse, d'après nos calculs cinématiques et à l'aide des deux moteurs du montage expérimental, devrait ainsi nous permettre de reproduire *in vitro* la cinématique 3D du genou canin.

5.3 Mesures réalisées sous VodK

Les mesures effectuées à l'aide du logiciel VodK sur les deux paires de membres pelviens utilisées au cours de nos essais expérimentaux sont très reproductibles (Tableau 4.3 p. 87). En effet, la variabilité des mesures intra-spécimens est inférieure à 0,3 mm pour le diamètre de la tête fémorale, des condyles fémoraux et des malléoles tibiales, ainsi que pour la longueur du segment des condyles tibiaux, et est inférieure à 0,6° pour l'angle existant entre l'axe Z du fémur et celui de son tuyau. La variabilité inter-spécimens de ces mêmes mesures atteint quant à elle 1,9 mm et 1,3° respectivement. La grande reproductibilité de ces mesures – servant de base à la construction des repères anatomiques à partir desquels la cinématique 3D des genoux est déterminée – nous assure ainsi une comparaison fiable des résultats cinématiques obtenus sur les différents membres pelviens, et en particulier ceux provenant d'un même spécimen.

Par ailleurs, la variabilité intra-spécimens des mesures effectuées sur la longueur des os s'élève à 0,9 mm pour le fémur et 1,6 mm pour le tibia (Tableau 4.3 p. 87). La variabilité inter-spécimens de ces mêmes mesures s'élève quant à elle à 8,4 mm pour le fémur et 5,4 mm pour le tibia. La variabilité intra-spécimens s'avère donc assez faible. Pour cette raison, nous considérons la longueur moyenne des os droit et gauche lors de l'adaptation du programme de commande des moteurs au spécimen utilisé. Les membres droit et gauche d'un même spécimen sont ainsi testés à l'aide du même programme. À l'inverse, la variabilité inter-spécimen est assez élevée. Ceci est dû au fait que les chiens ont été choisis pour leur poids – aux alentours de 30 kg – et non pour leur race. Chaque chien possède donc une morphologie qui lui est propre. Supposant que la longueur des os influencerait la cinématique 3D enregistrée à l'aide du montage, nous avons choisi d'adapter le programme de commande des moteurs à la longueur moyenne des os de chaque spécimen utilisé. Chaque membre provenant d'un chien différent est ainsi testé à l'aide d'un programme qui lui est propre. L'utilité de l'adaptation du programme de commande des moteurs sera discutée au CHAPITRE 5.4.3 suivant.

5.4 Essais expérimentaux

5.4.1 Reproductibilité et fiabilité du système de centrage

5.4.1.1 Centrage et alignement du fémur

Les résultats moyens des dix radiographies réalisées de face et de profil sur les fémurs droit et gauche du spécimen #1 sont satisfaisants (Tableau 4.4 p. 88). En effet, le centrage inférieur de face et de profil vaut au maximum 1,1 mm et la variabilité intra-spécimens est inférieure à 0,5 mm. Le centrage supérieur de face et de profil vaut pour sa part 2,7 mm au maximum et la variabilité intra-spécimens est inférieure à 1,8 mm. Enfin, l'alignement du fémur par rapport au tuyau varie entre 1,3° et 3,3° selon que l'on soit de face ou de profil, et la variabilité intra-spécimens est inférieure à 1,7°.

Par ailleurs, nous pouvons faire, d'après les valeurs présentes dans le Tableau 4.4, les remarques suivantes. Tout d'abord, les valeurs du centrage inférieur de face et de profil sont deux fois plus faibles que celles du centrage supérieur. Ceci s'explique par le fait que le mécanisme inférieur de notre système de centrage est plus performant que le mécanisme supérieur (Figure 3.10 p. 61). En effet, il est beaucoup plus aisé de centrer la diaphyse de l'os à l'aide du cône inférieur, s'adaptant au diamètre du canal médullaire de ce dernier, qu'avec le système des trois pièces en forme de « T ». Ensuite, les valeurs du centrage inférieur et supérieur sont deux fois plus faibles de face que de profil. Ceci s'explique par la forme elliptique de la section du canal médullaire du fémur. L'axe focal (ou grand axe) étant orienté de façon crânio-caudale, il est normal d'observer un tel phénomène. Finalement, ce léger décentrage de profil est à l'origine de la différence d'alignement face-profil du fémur.

Pour conclure cette section, nous pouvons dire, vis-à-vis des faibles valeurs de centrage, d'alignement et de variabilité intra-spécimens enregistrées, que notre système de centrage permet de positionner de façon fiable et reproductible le fémur par rapport à son tuyau en PVC.

5.4.1.2 Centrage et alignement du tibia

Les résultats moyens des dix radiographies réalisées de face et de profil sur les tibias droit et gauche du spécimen #1 sont assez distincts, selon que les tibias aient ou non leur péroné (Tableau 4.4 p. 88). En effet, le centrage supérieur et la variabilité intra-spécimens mesurés de face sont deux fois plus élevés pour le tibia avec péroné que sans péroné : 3,9 ± 3,2 mm contre 1,8 ± 1,0 mm. De même, l'alignement et la variabilité intra-spécimens de face sont deux fois plus élevés pour le tibia avec péroné que sans péroné : 3,1 ± 2,5° contre 1,5 ± 0,8°. À l'inverse, le péroné ne semble pas avoir d'influence sur les autres valeurs de centrage, d'alignement et de variabilité intra-spécimens, qui restent quasiment identiques les uns par rapport aux autres (Tableau 4.4 p. 88). Nous pouvons donc conclure, d'après ces remarques, que le péroné nuit au centrage et à l'alignement du tibia vis-à-vis du tuyau en PVC. C'est la raison pour laquelle nous avons choisi de couper le péroné des tibias droit et gauche des spécimens #2 et #3 que nous avons utilisés lors des tests menés à l'aide du montage expérimental.

Par ailleurs, nous pouvons ici aussi faire quelques remarques concernant les valeurs présentées dans le Tableau 4.4. Tout d'abord, pour les mêmes raisons qu'énoncées pour le fémur, les valeurs du centrage inférieur de face et de profil sont beaucoup plus faibles que celles du centrage supérieur. Par contre, les valeurs du centrage inférieur et supérieur sont similaires de face et de profil. En effet, contrairement au fémur, la section du canal médullaire du tibia est circulaire, ce qui facilite son centrage tant de face que de profil. Finalement, grâce au bon centrage du tibia sans péroné, l'alignement s'avère très faible, puisqu'il atteint au maximum 1,8 ± 0,5°.

Pour conclure cette section, nous pouvons également dire, compte tenu des faibles valeurs de centrage, d'alignement et de variabilité intra-spécimens enregistrées, que notre système de centrage permet de positionner de façon fiable et reproductible le tibia sans péroné dans son tuyau en PVC.

5.4.2 Reproductibilité et fiabilité du montage expérimental

5.4.2.1 Reproductibilité

Les résultats de reproductibilité présentés par les Tableau 4.5 et Tableau 4.6 page 90 sont très encourageants. En effet, la variabilité moyenne des 12 essais réalisés sur le genou droit #2 est inférieure à 1,5° pour les trois rotations, et inférieure à 2 mm pour les trois translations. La variabilité moyenne des 15 essais réalisés sur le genou gauche #2 est quant à elle inférieure à 0,5° pour les trois rotations, et inférieure à 0,5 mm pour les trois translations. Ainsi, malgré le fait que ces essais n'aient été réalisés que sur une seule paire de membres pelviens, nous pouvons affirmer, d'après les très faibles valeurs de variabilité enregistrées, que les résultats cinématiques 3D obtenus grâce au protocole expérimental et au montage sont reproductibles.

5.4.2.2 Le cas du genou droit #2

Nous pouvons constater à la lecture des Figure 4.8 à Figure 4.19 pages 92 à 97 que la cinématique 3D enregistrée à l'aide du genou droit #2 diffère de celle enregistrée à l'aide du genou gauche #2, en particulier en ce qui concerne les mouvements de flexion-extension et de TCC. Comme nous l'avons mentionné précédemment, le membre pelvien droit s'est comporté de façon inhabituelle durant les essais expérimentaux. Entre autres, la subluxation crâniale du tibia par rapport au fémur était difficilement visible suite à la RLCCr, la MM, et l'OA du genou. Ceci se retrouve d'ailleurs au niveau des courbes de TCC de la Figure 4.14 page 95 pour lesquelles nous n'observons qu'une légère augmentation de la translation crâniale en début de phase d'appui.

Deux causes sont à l'origine de ce comportement considéré « anormal » du membre pelvien droit. Tout d'abord, le serrage du câble mimant l'action des muscles du quadriceps était probablement inadéquat. En effet, une fois l'ensemble des enregistrements sur le membre terminés, nous avons mené les deux expériences suivantes, sans pour autant les enregistrer. Tout d'abord, nous avons détendu le câble en desserrant le ridoir d'un tour. Plus aucune

translation crâniale n'était alors visible lors de la simulation de la phase d'appui. Ensuite, nous avons tendu le câble d'un tour de ridoir supplémentaire par rapport à sa position initiale. La translation crâniale du tibia par rapport au fémur était alors parfaitement visible du début à la fin de la phase d'appui. Ceci montre d'une part que le comportement du membre pelvien est extrêmement sensible à la tension exercée dans les quadriceps, et d'autre part que notre câble n'était pas assez serré lors de l'enregistrement de nos essais expérimentaux. Toutefois, puisqu'aucune mesure de la tension du câble n'a été effectuée, nous ne pouvons savoir si le câble du genou gauche, pour lequel les courbes de TCC correspondent parfaitement à celles de la littérature, était oui ou non plus serré que celui du genou droit.

La seconde cause provient de l'état même du membre pelvien droit. En effet, pour certaines raisons techniques, ce dernier a été testé bien plus tard que le membre gauche. Il a donc été conservé beaucoup plus longtemps dans le frigo à 4°C. Le membre pelvien droit présentait ainsi certains signes de dégradation avancée, notamment une couleur brune tirant sur le vert, un suintement des tissus, ainsi qu'une odeur nauséabonde ; signes que le membre gauche ne présentait pas. La putréfaction des tissus du membre pelvien droit a donc certainement influencé la cinématique 3D enregistrée au cours des essais. Les tissus du membre étant devenus plus lâches, il est aisé de concevoir qu'il ait moins réagi aux contraintes que nous lui imposions.

5.4.2.3 Fiabilité

Tel que nous l'avons mentionné en introduction, la validation du montage expérimental fait partie intégrante des travaux réalisés par Emna Jaafar (2009). Ainsi, l'évaluation de la fiabilité du montage – c'est-à-dire sa capacité à reproduire la cinématique 3D *in vivo* de genoux sains et lésés – étant largement abordée dans son mémoire, nous ne traiterons ici ce point que de façon succincte.

Sans entrer dans les détails, les courbes cinématiques enregistrées au niveau du genou du membre pelvien gauche, qu'il soit sain ou lésé, sont très similaires à celles que l'on retrouve

dans la littérature *in vivo* (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Schaefer et al., 1998). Les mouvements de rotation interne-externe et de TCC sont d'ailleurs particulièrement caractéristiques (Figure 4.13 et Figure 4.15 p. 94 et 95). Ces derniers nous permettent de mettre en évidence le rôle de stabilisateur primaire du LCCr, puisque la RLCCr entraine une augmentation de 5° en rotation interne et de 12 mm en translation crâniale, ce qui correspond parfaitement aux courbes moyennes *in vivo* (Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994).

Par ailleurs, la différence de 10° existant entre les courbes de flexion-extension expérimentales et théoriques provient de la définition du repère anatomique du fémur (Figure 4.9 p. 92). En effet, les mouvements de flexion-extension sont calculés à partir de l'angle formé par les axes Z du fémur et du tibia (Figure 3.13 p. 64). Or, les mouvements de flexion-extension que nous commandons à partir des moteurs du montage correspondent à l'angle formé par les axes longitudinaux des tuyaux en PVC des deux os. De plus, alors que la diaphyse du tibia est quasi-rectiligne, celle du fémur est courbée de façon crâniale. C'est donc l'angle de 10° existant entre l'axe Z du fémur et l'axe longitudinal de son tuyau qui est à l'origine du décalage observé entre les courbes de flexion-extension expérimentales et théoriques (Tableau 4.3 p. 87).

Finalement, compte tenu de l'ensemble des remarques précédentes, nous pouvons affirmer que les courbes cinématiques 3D obtenues grâce à notre montage expérimental sont fiables, et ce que le genou soit sain ou souffrant d'une RLCCr. Cette remarque est d'ailleurs confirmée par Emna Jaafar (2009) dans son mémoire. Par contre, bien que nous soyons en mesure de savoir d'après nos résultats cinématiques si le genou souffre ou non d'une RLCCr, il semble difficile de différencier les résultats d'un genou souffrant d'une RLCCr, d'une MM, ou d'OA. Les trois courbes de chacun des six DDL enregistrés sont en effet quasi-identiques.

5.4.3 Influence de la longueur des os

Les résultats cinématiques présentés par les Tableau 4.7 et Tableau 4.8 page 100 nous indiquent que la longueur des os du fémur et du tibia possède une certaine influence sur les mouvements de flexion-extension et de TCC enregistrés. En effet, les variabilités moyennes des 15 essais réalisés sur le genou droit #3 s'élèvent à 2,8° en flexion-extension et 1,8 mm en TCC, et atteignent au maximum 4,7° et 3,8 mm respectivement. Les variabilités moyennes des 15 essais réalisés sur le genou gauche #3 s'élèvent quant à elles à 1,4° en flexion-extension et 1,6 mm en TCC, et atteignent au maximum 2,4° et 3,5 mm respectivement. Les mouvements de flexion-extension et de TCC apparaissent ainsi moins reproductibles que lors des essais réalisés sur les membres pelviens #2, qui étaient pourtant déplacés et replacés dans le montage toutes les trois simulations. Notons par ailleurs que la longueur des os ne semble pas influencer les autres mouvements, puisque la variabilité moyenne enregistrée sur les genoux #3 reste de l'ordre de 0,5° pour les deux rotations, et de 0,5 mm pour les deux translations.

Nous pouvons donc en conclure que la longueur des os du fémur et du tibia est un paramètre important à prendre en compte lors de la programmation des moteurs du montage. En effet, le but ultime de ce projet est d'étudier l'influence de la RLCCr et l'efficacité de diverses techniques chirurgicales. Utiliser un programme de commande des moteurs non adapté aux longueurs des os exagèrerait ou affaiblirait la TCC du membre pelvien testé, ce qui constituerait un biais dans notre étude.

5.5 Limites de l'étude

La principale limite de notre étude provient de son caractère *in vitro*. Tel que l'affirme Kim (2009b) dans son étude, le comportement naturel du membre pelvien ne peut être reproduit à l'aide d'une étude *in vitro*. Les études *in vitro* ne sont donc qu'une approximation d'un modèle *in vivo*, les conditions physiologiques réelles étant généralement bien trop complexes pour être reproduites à l'identique expérimentalement.

Les autres limites de notre étude proviennent quant à elle de nos montage et protocole expérimentaux. Tout d'abord, la version du montage utilisée dans le cadre de notre étude n'était pas assez solide pour supporter des conditions de mise en charge physiologiques du membre pelvien. En effet, nous n'avons été en mesure de charger les membres pelviens qu'à 45 % BW, alors que les conditions de mise en charge *in vivo* au trot atteignent 75 % BW (Bertram et al., 2000; Bertram et al., 1997; Budsberg et al., 1995; Voss et al., 2007). La structure de notre montage, faite de bois et d'aluminium, ne pouvait supporter plus de poids sans risquer de briser. Notons toutefois que notre charge reste plus importante que celles des diverses études *in vitro* réalisées à ce jour puisqu'elles ne dépassent pas les 30 % BW (Tableau-A II–2 p. 120) (Apelt, Kowaleski et Boudrieau, 2007; Kim et al., 2009a; 2009b; Kowaleski et al., 2005; Pozzi et al., 2006; Warzee et al., 2001).

Ensuite, les moteurs et le système de contrôle de notre montage ne nous ont permis de reproduire la phase d'appui au trot que de façon quasi-dynamique. Afin de nous rapprocher au mieux des conditions *in vivo*, nous aurions dû simuler la phase d'appui au trot de façon dynamique, en contrôlant continuellement les vitesses de déplacement des os, et non 10 positions successives. Notre montage reste tout de même, et à notre connaissance, le seul capable de simuler de façon quasi-dynamique une phase d'appui au trot complète.

Enfin, nous n'avons simulé au cours de nos essais expérimentaux qu'une seule action musculaire, celle des muscles du quadriceps. Or, afin de reproduire le plus fidèlement possible la physiologie du membre pelvien, il aurait été nécessaire de simuler l'action des principaux muscles de la hanche et du genou, à savoir le fessier moyen, le tenseur du fascia lata, et les ischio-jambiers (Tableau 1.1) (Shahar et Banks-Sills, 2002; 2004; Shahar et Milgram, 2001; Wentink, 1977). En stabilisant davantage les membres testés, l'action de ces muscles aurait certainement influencé les résultats cinématiques que nous avons obtenus. Toutefois, simuler une action musculaire étant une tâche assez complexe, nous n'avons été en mesure de reproduire uniquement celle des quadriceps. Les moyens mis en place pour simuler ce groupe musculaire sont d'ailleurs très imprécis. En effet, nous n'avons à aucun moment mesuré la force appliquée dans le câble mimant l'action des quadriceps, ni normalisé

les points d'attache de ce dernier d'un membre pelvien à un autre. Ces imprécisions constituent ainsi une autre limite de notre étude, et ont certainement été à l'origine du comportement anormal du membre pelvien droit #2.

Toutefois, malgré toutes ces simplifications et imprécisions, les résultats cinématiques 3D que nous avons obtenus grâce au montage expérimental sont similaires à ceux que l'on retrouve dans la littérature *in vivo*, et s'avèrent de surcroît très reproductibles (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Schaefer et al., 1998). De fait, bien que moins pertinentes d'un point de vue clinique, les études *in vitro* telles que la notre s'avèrent cruciales pour la compréhension du fonctionnement biomécanique du genou canin, ainsi que pour la validation des diverses techniques chirurgicales actuelles (Kim et al., 2009b).

CHAPITRE 6

RECOMMANDATIONS

6.1 Montage expérimental

En premier lieu, nous recommandons fortement la construction d'une nouvelle version du montage expérimental. Cette dernière devra vérifier l'ensemble des caractéristiques suivantes :

- Posséder une armature plus robuste afin d'être en mesure de supporter la charge de 75 % BW que nous souhaitons appliquer aux membres pelviens.
- Posséder un bâti directement en contact avec le sol du laboratoire afin de limiter les vibrations induites par la mise en fonction des moteurs du montage. La version actuelle du montage repose en effet sur une table en bois. Les vibrations causées par l'activation des moteurs peuvent donc influencer la cinématique 3D enregistrée à l'aide des diodes optoélectroniques.
- Posséder des moteurs ainsi qu'un système de contrôle capables de simuler de façon dynamique et à vitesse réelle la cinématique 3D au cours de la phase d'appui au trot du membre pelvien.
- Présenter une zone d'accessibilité au membre pelvien plus importante afin de faciliter les diverses chirurgies (RLCCr, MM, TPLO, etc.) que nous souhaitons effectuer sur le membre pelvien sans le déplacer du montage.

Il est bon de noter que toutes ces caractéristiques ont été prises en compte, au cours de la session d'été 2009, par le stagiaire chargé de concevoir la nouvelle version de notre montage. Un modèle virtuel a été élaboré puis validé, et la commande des pièces et des moteurs du nouveau montage est sur le point d'être lancée.

6.2 Protocole expérimental

6.2.1 Le sectionnement des os

Nous recommandons fortement de développer un outil permettant de normaliser les coupes de 65 mm et 57 mm que nous réalisons sur les os du fémur et du tibia respectivement. En effet, jusqu'à maintenant, les coupes ont été réalisées à l'aide d'une scie et d'une règle graduée, approximativement placée au niveau du centre de la tête fémorale, et du centre des malléoles tibiales. Il est donc fort probable que les os des membres pelviens prélevés sur un même chien n'aient pas été coupés de la même façon. Or, puisque nous avons montré que la longueur des os pouvait influencer la cinématique 3D enregistrée au niveau des genoux, il est primordial d'éliminer cette source d'erreur qui constitue un biais dans notre étude. Nous pourrions par exemple développer une sorte de gabarit qui autoriserait des coupes de 65 mm et 57 mm à la fois précises et reproductibles d'un os à un autre.

6.2.2 Le système de centrage

Compte tenu des résultats que nous avons obtenus, nous recommandons fortement de retirer le péroné des tibias lors de leur fixation dans les tuyaux en PVC. Cette précaution permet ainsi d'éviter tout mauvais centrage et alignement du tibia par rapport au tuyau, et donc de réduire les erreurs induites au niveau de la cinématique 3D enregistrée.

6.2.3 La traction des quadriceps

Comme le mentionnait Emna Jaafar (2009) dans son mémoire, la méthode que nous employons pour simuler la traction des quadriceps doit être améliorée. Tout d'abord, nous recommandons de développer un gabarit permettant de percer la rotule des membres pelviens de façon reproductible. Nous pourrions ainsi normaliser le point d'attache du câble simulant les quadriceps, et donc la direction de la force appliquée au membre pelvien. Ensuite, le point d'attache supérieur du câble devrait être positionné sur le fémur de sorte à reproduire la ligne

d'action physiologique des quadriceps, ce qui n'est pas le cas actuellement (Shahar et Milgram, 2001). Enfin, il est impératif de développer un outil permettant de mesurer la force de tension du câble afin de normaliser les efforts appliqués aux différents membres testés. Cet outil permettrait également d'éviter d'induire des erreurs au niveau de la cinématique 3D à cause d'un mauvais serrage du câble. Une fois cet outil développé, le câble devrait être tendu de sorte à approcher autant que possible l'effort que génère les quadriceps *in vivo* (Shahar et Banks-Sills, 2004). Dans l'idéal, il serait bon d'utiliser non plus un câble, mais un mécanisme permettant de faire varier la tension des quadriceps tout au long de la phase d'appui au trot.

6.2.4 Les cycles de conditionnement

Nous recommandons, d'après le comportement des membres pelviens au cours des différents essais expérimentaux que nous avons réalisés, d'effectuer cinq cycles de conditionnement supplémentaires entre chaque chirurgie. Ces cycles, réalisés en plus des 10 premiers, permettraient ainsi aux tissus des membres pelviens de « s'habituer » au nouvel état des genoux : RLCCr, MM, ou reconstruit par TPLO par exemple.

6.2.5 Le programme de commande des moteurs

Il serait bon d'envisager de modifier le programme de commande des moteurs, ainsi que la position initiale des membres pelviens dans le montage, de telle sorte que les mouvements de flexion-extension simulés ne correspondent plus à l'angle formé par les axes des tuyaux des os, mais bien à l'angle formé par les axes Z du fémur et du tibia.

Par ailleurs, il serait bon d'étudier l'utilisation de deux programmes de commande des moteurs distincts selon l'état du genou. En effet, jusqu'à présent, nous avons simulé la phase d'appui au trot d'après des courbes de flexion-extension théoriques présentes dans la littérature (Figure 4.4 p. 77) (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Schaefer et al., 1998). Or, ces courbes sont celles de genoux sains. Il serait donc intéressant

de refaire les calculs cinématiques à partir de courbes de flexion-extension de genoux souffrant de RLCCr, et de développer un nouveau programme de commande à partir de ces derniers (DeCamp et al., 1996; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994). Ainsi, lorsque nous couperons le LCCr durant les essais, nous pourrions simuler une phase d'appui plus proche de celle que l'on observe *in vivo*.

6.3 Les membres pelviens

Pour conclure ce chapitre, nous recommandons de laisser passer le moins de temps possible entre le prélèvement des membres pelviens et les essais expérimentaux. Réduire le temps de conservation et les expositions à température ambiante permettrait ainsi d'éviter les problèmes de dégradation des tissus auxquels nous avons été confrontés.

Par ailleurs, afin de minimiser les différences morphologiques entre les spécimens testés, il serait intéressant d'utiliser des membres pelviens prélevés sur une seule et même race de chien. Nous pourrions par exemple utiliser des labradors. Ces derniers sont des chiens de grande taille couramment utilisé lors d'études *in vivo* et fréquemment soumis à des RLCCr (Bertram et al., 2000; Bertram et al., 1997; Conzemius et al., 2005; Gillette et Zebas, 1999; Griffin, Main et Farley, 2004; Whitehair, Vasseur et Willits, 1993).

CONCLUSION

L'objectif principal de note étude était de concevoir puis de valider un montage expérimental capable de reproduire *in vitro* et de façon dynamique la cinématique 3D au cours de la phase d'appui au trot d'un membre pelvien soumis une charge quasi-physiologique.

Les résultats obtenus montrent que notre modèle théorique du membre pelvien et les calculs cinématiques que nous en avons déduits sont valides et cohérents d'un point de vue physiologique. Toutefois, les contraintes imposées par notre montage expérimental, construit à l'image du modèle théorique, ne nous ont permis de simuler la phase d'appui au trot que de façon quasi-dynamique avec des membres pelviens chargés à 45 % BW. Les données cinématiques 3D enregistrées sur des genoux sains ou souffrant d'une RLCCr démontrent néanmoins que notre montage est capable de fournir des résultats à la fois fiables et reproductibles. Les différentes courbes cinématiques obtenues correspondent en effet à celles rapportées dans la littérature scientifique *in vivo* (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1996; DeCamp et al., 1993; Korvick, Pijanowski et Schaeffer, 1994; Schaefer et al., 1998).

Ainsi, une fois la nouvelle version du montage expérimental construite et les différents outils recommandés développés, nous serons en mesure de comparer de façon fiable et objective le comportement d'un genou sain de celui souffrant d'une RLCCr, ainsi que l'efficacité des différentes techniques chirurgicales les plus utilisées aujourd'hui. À terme, ce projet pourra servir de base de réponse à la controverse actuelle portant sur la technique chirurgicale optimale à utiliser en cas de RLCCr. Par ailleurs, il serait parfaitement envisageable d'utiliser le concept de notre étude pour le transposer à l'homme.

En conclusion, nous pouvons dire que nous avons atteint les différents objectifs que nous nous étions fixés en début de projet. De même, toutes les hypothèses soutenant ce projet ont été vérifiées, hormis celle supposant notre capacité à déterminer l'état de l'articulation en fonction des résultats cinématiques obtenus. À première vue, il semble en effet difficile de différencier les mouvements d'un genou sain, lésé (RLCCr et MM) ou OA.

ANNEXE I

LES PRINCIPAUX MUSCLES ACTIONNANT LES ARTICULATIONS DE LA HANCHE ET DU GENOU

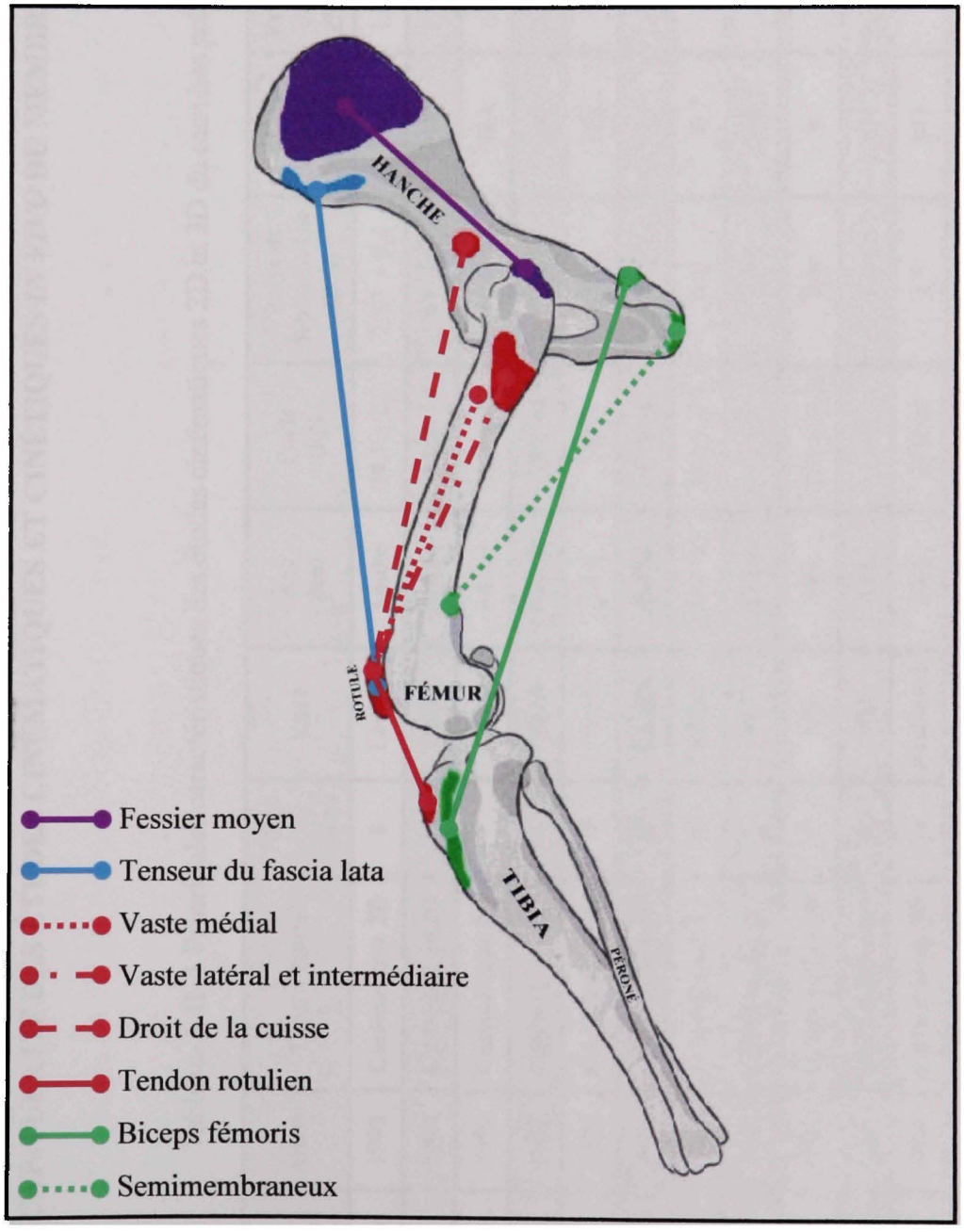


Figure-A I–1 Lignes d'action des principaux muscles du membre pelvien.

ANNEXE II

RÉCAPITULATIF DES ÉTUDES CINÉMATIQUES ET CINÉTIQUES *IN VIVO* DU MEMBRE PELVIEN

Tableau-A II–1 Principales caractéristiques des études cinématiques 2D et 3D du membre pelvien

Auteur	Année	Type d'étude	Nbr. de chiens	Race	Âge (an)	Poids (kg)	Vitesse de déplacement (m/s)	Phase d'appui (% foulée)	Fréquence de foulée (foulée/s)	Étude conservée
DeCamp	1993	**Cinématique 2D**	8	Lévrier	Adulte	29,1 ± 2,2	2,12 ± 0,1	35,9	1,84 ± 0,1	**Oui**
Allen	1994	**Cinématique 2D**	14	Croisé	Adulte	28,0 ± 4,5	1,95 ± 0,1	40,4	1,87 ± 0,1	**Oui**
DeCamp	1996	**Cinématique 2D**	7	Croisé	Adulte	26,4 ± 2,0	1,94 ± 0,1	46,4	1,97 ± 0,1	**Oui**
Schaefer	1998	**Cinématique 2D**	8	Divers	Adulte	22 à 40	1,92 ± 0,1	37,5	2,00 ± 0,1	**Oui**
Gillette	1999	**Cinématique 2D**	16	Labrador	2 à 8	ND[10]	2,86	ND	2,35	**Oui**
Lee	2007	**Cinématique 2D**	10	Beagle	Adulte	12 à 15	2 à 2,3	38,4	ND	**Non**
Bockstahler	2007	**Cinématique 2D**	20	Malinois	2,75 ± 1,3	28,6 ± 3,4	1,22	60	ND	**Non**
Kim	2008	**Cinématique 2D**	6	ND	Adulte	32,9	1,3	ND	ND	**Non**
Korvick	1994	**Cinématique 3D**	5	ND	ND	33,6 à 38,2	Trot	50	ND	**Oui**
Tashman	2003	**Cinématique 3D**	ND	ND	ND	ND	1,5	ND	ND	**Non**
Tashman	2004	**Cinématique 3D**	24	Foxhound	2 à 3	20 à 30	1,5	ND	ND	**Non**

[10] ND = Non disponible.

Tableau-A II–2 Principales caractéristiques des études cinétiques 2D et 3D du membre pelvien

Auteur	Année	Type d'étude	Nbr. de chiens	Race	Âge (an)	Poids (kg)	Vitesse de déplacement (m/s)	FRS max. (% BW)	Étude conservée
Budsberg	1995	**Cinétique 2D**	30	ND[11]	ND	23 à 45	1,85 à 2,05	72,9	**Oui**
Bertam	1997	**Cinétique 3D**	1	Labrador	ND	31,3	2,38	77,9	**Oui**
Bertam	2000	**Cinétique 3D**	5	Labrador	0,5 à 1,5	24,2 ± 3,0	2,46 ± 0,3	76,0	**Oui**
Griffin	2004	**Cinétique 3D**	6	Divers	ND	37,8	0,8	35	**Non**
Conzemius	2005	**Cinétique 2D**	17	Labrador	ND	ND	1,0 à 1,3	42,55 ± 5,8	**Non**
Bockstahler	2007	**Cinétique 2D**	20	Malinois	2,75 ± 1,3	28,6 ± 3,4	1,22	41,05 ± 5,8	**Non**
Havig[12]	2007	**Cinétique 2D**	34	Divers	5,2 ± 1,8	37,5 ± 6,1	1,7 à 2,1	22,46 ± 21,9	**Non**
Voss	2007	**Cinétique 2D**	19	Divers	5,7	28,9	0,9 à 1,2 1,85 à 2,15	42,3 ± 4,5 74,4 ± 5,7	**Oui**

[11] ND = Non disponible.
[12] Étude réalisée sur des chiens atteints d'une RLCCr.

ANNEXE III

RÉCAPITULATIF DES ÉTUDES CINÉMATIQUES ET CINÉTIQUES *IN VITRO* DU MEMBRE PELVIEN

Tableau-A III–1 Principales caractéristiques des études *in vitro* du membre pelvien

Auteur	Année	Type d'étude	Nbr. de pattes	Race	Poids (kg)	Type de montage	Mouvements mesurés	Muscles simulés	Charge appliquée	Angles des articulations [13] (°)		
Warzee	2001	**Cinématique 3D & cinétique 2D**	15	ND[14]	27 à 36	**Statique**	TCC & RIE[15]	Quadriceps & Gastrocnémien	30 % BW	70	135	45
Kowaleski	2005	**Cinématique 3D**	12	ND	20 à 25	**Statique**	TCC & RIE	Quadriceps & Gastrocnémien	30 % BW	70	135	45
Apelt	2007	**Cinématique 2D**	10	Divers	26,7	**Statique**	TCC	Quadriceps & Gastrocnémien	30 % BW	70	135	45
Pozzi	2006	**Cinématique 2D**	32	Divers	25 à 35	**Statique**	TCC	Quadriceps & Gastrocnémien	20 % BW	ND	135	ND
Kim	2009	**Cinématique & cinétique 3D**	16	ND	32 ± 3	**Statique**	6 DDL	Quadriceps & Gastrocnémien	30 % BW	ND	135	ND
Patterson	1991	**Cinématique 2D**	17	ND	30 à 60	**Quasi-statique**	TCC	Aucun	65 à 80 N	-	90	-
Lewis	1997	**Cinétique 2D**	14	Lévrier	ND	**Quasi-statique**	TCC	Aucun	65 à 80 N	-	135	-
Harper	2004	**Cinématique 2D**	28	ND	22 à 36	**Quasi-statique**	TCC	Aucun	65 à 80 N	-	135	-
Chailleux	2003	**Cinématique 3D**	10	Divers	33 à 42	**Dynamique**	TCC & 3 rotations	Quadriceps	Aucune	-	30 à 95	-

[13] Angles de la hanche, du genou, et de la cheville respectivement.
[14] ND = Non disponible.
[15] TCC = Translation crânio-caudale ; RIE = Rotation interne-externe.

BIBLIOGRAPHIE

Allen, K., C. E. Decamp, T. D. Braden et M. Bahns. 1994. « Kinematic gait analysis of the trot in healthy mixed breed dogs ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology,* vol. 7, n° 4 (Nov), p. 148-153.

Apelt, D., M. P. Kowaleski et R. J. Boudrieau. 2007. « Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an in vitro experimental study ». *Vet Surg,* vol. 36, n° 2 (Feb), p. 170-7.

Aragon, C. L., et S. C. Budsberg. 2005. « Applications of evidence-based medicine: cranial cruciate ligament injury repair in the dog ». *Vet Surg,* vol. 34, n° 2 (Mar-Apr), p. 93-8.

Bertram, J. E., D. V. Lee, H. N. Case et R. J. Todhunter. 2000. « Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds ». *Am J Vet Res,* vol. 61, n° 7 (Jul), p. 832-8.

Bertram, J.E.A., D. V. Lee, R. J. Todhunter, W.S. Foels, A.J. Williams et G. Lust. 1997. « Multiple force platform analysis of the canine trot: a new approach to assessing basic characteristics of locomotion ». *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology,* vol. 10, n° 3 (Fev), p. 160-169.

Bockstahler, B. A., W. Henninger, M. Muller, E. Mayrhofer, C. Peham et I. Podbregar. 2007. « Influence of borderline hip dysplasia on joint kinematics of clinically sound Belgian Shepherd dogs ». *Am J Vet Res,* vol. 68, n° 3 (Mar), p. 271-6.

Boyd, S. K., J. R. Matyas, G. R. Wohl, A. Kantzas et R. F. Zernicke. 2000. « Early regional adaptation of periarticular bone mineral density after anterior cruciate ligament injury ». *J Appl Physiol,* vol. 89, n° 6 (Dec), p. 2359-64.

Budsberg, S. C., M. C. Verstraete, J. Brown et L. Reece. 1995. « Vertical loading rates in clinically normal dogs at a trot ». *Am J Vet Res,* vol. 56, n° 10 (Oct), p. 1275-80.

Chailleux, N., B. Lussier, J. De Guise, Y. Chevalier et N. Hagemeister. 2007. « In vitro 3-dimensional kinematic evaluation of 2 corrective operations for cranial cruciate ligament-deficient stifle ». *Can J Vet Res,* vol. 71, n° 3 (Jul), p. 175-80.

Clements, D. N., M. R. Owen, S. Carmichael et S. W. Reid. 2005. « Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion ». *Vet Rec,* vol. 156, n° 15 (Apr 9), p. 478-81.

Conzemius, M. G., R. B. Evans, M. F. Besancon, W. J. Gordon, C. L. Horstman, W. D. Hoefle, M. A. Nieves et S. D. Wagner. 2005. « Effect of surgical technique on limb

function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs ». *J Am Vet Med Assoc,* vol. 226, n° 2 (Jan 15), p. 232-6.

D'Lima, D. D., M. Trice, A. G. Urquhart et C. W. Colwell, Jr. 2000. « Comparison between the kinematics of fixed and rotating bearing knee prostheses ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 380 (Nov), p. 151-7.

DeCamp, C. E., C. M. Riggs, N. B. Olivier, J. G. Hauptman, H. A. Hottinger et R. W. Soutas-Little. 1996. « Kinematic evaluation of gait in dogs with cranial cruciate ligament rupture ». *Am J Vet Res,* vol. 57, n° 1 (Jan), p. 120-6.

DeCamp, C. E., R. W. Soutas-Little, J. Hauptman, B. Olivier, T. Braden et A. Walton. 1993. « Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds ». *Am J Vet Res,* vol. 54, n° 4 (Apr), p. 627-34.

Dogan, S., P. A. Manley, R. Vanderby, Jr., S. S. Kohles, L. M. Hartman et A. A. McBeath. 1991. « Canine intersegmental hip joint forces and moments before and after cemented total hip replacement ». *J Biomech,* vol. 24, n° 6, p. 397-407.

Evans, Howard E., et Malcolm E. Miller. 1993. *Miller's anatomy of the dog*, 3rd. ed. Philadelphia (Pennsylvania): W.B. Saunders, 1113 p.

Gillette, R. L., et T. C. Angle. 2008. « Recent developments in canine locomotor analysis: a review ». *Vet J,* vol. 178, n° 2 (Nov), p. 165-76.

Gillette, R. L., et C. J. Zebas. 1999. « A two-dimensional analysis of limb symmetry in the trot of Labrador retrievers ». *J Am Anim Hosp Assoc,* vol. 35, n° 6 (Nov-Dec), p. 515-20.

Griffin, T. M., R. P. Main et C. T. Farley. 2004. « Biomechanics of quadrupedal walking: how do four-legged animals achieve inverted pendulum-like movements? ». *J Exp Biol,* vol. 207, n° Pt 20 (Sep), p. 3545-58.

Grood, E. S., et W. J. Suntay. 1983. « A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee ». *J Biomech Eng,* vol. 105, n° 2 (May), p. 136-44.

Hagemeister, N. J. 2001. « Évaluation in vitro de différentes reconstructions chirurgicales des ligaments croisés du genou ». Ph.D., Canada, Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), 243 p.

Havig, M. E., J. Dyce, M. P. Kowaleski, L. R. Reynolds et S. C. Budsberg. 2007. « Relationship of tibial plateau slope to limb function in dogs treated with a lateral suture technique for stabilization of cranial cruciate ligament deficient stifles ». *Vet Surg,* vol. 36, n° 3 (Apr), p. 245-51.

Hayashi, K., P. A. Manley et P. Muir. 2004. « Cranial cruciate ligament pathophysiology in dogs with cruciate disease: a review ». *J Am Anim Hosp Assoc,* vol. 40, n° 5 (Sep-Oct), p. 385-90.

Innes, J. F., D. Bacon, C. Lynch et A. Pollard. 2000. « Long-term outcome of surgery for dogs with cranial cruciate ligament deficiency ». *Vet Rec,* vol. 147, n° 12 (Sep 16), p. 325-8.

Jaafar, E. 2009. « Étude cinématique tridimentionnelle de la phase d'appui chez le chien : validation d'un montage expérimental ». Montréal, École de technologie supérieure, 169 p.

Kim, J., S. Rietdyk et G. J. Breur. 2008. « Comparison of two-dimensional and three-dimensional systems for kinematic analysis of the sagittal motion of canine hind limbs during walking ». *Am J Vet Res,* vol. 69, n° 9 (Sep), p. 1116-22.

Kim, S. E., A. Pozzi, S. A. Banks, B. P. Conrad et D. D. Lewis. 2009a. « Effect of tibial plateau leveling osteotomy on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics ». *Vet Surg,* vol. 38, n° 1 (Jan), p. 23-32.

Kim, S. E., A. Pozzi, S. A. Banks, B. P. Conrad et D. D. Lewis. 2009b. « Effect of tibial tuberosity advancement on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics ». *Vet Surg,* vol. 38, n° 1 (Jan), p. 33-9.

Kim, S. E., A. Pozzi, M. P. Kowaleski et D. D. Lewis. 2008. « Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs ». *Vet Surg,* vol. 37, n° 2 (Feb), p. 111-25.

Komdeur, P., F. E. Pollo et R. W. Jackson. 2002. « Dynamic knee motion in anterior cruciate impairment: a report and case study ». *Proc (Bayl Univ Med Cent),* vol. 15, n° 3 (Jul), p. 257-9.

Korvick, D. L., G. J. Pijanowski et D. J. Schaeffer. 1994. « Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament-deficient stifle of dogs ». *J Biomech,* vol. 27, n° 1 (Jan), p. 77-87.

Kowaleski, M. P., D. Apelt, J. S. Mattoon et A. S. Litsky. 2005. « The effect of tibial plateau leveling osteotomy position on cranial tibial subluxation: an in vitro study ». *Vet Surg,* vol. 34, n° 4 (Jul-Aug), p. 332-6.

Lee, J. Y., G. Kim, J. H. Kim et S. H. Choi. 2007. « Kinematic gait analysis of the hind limb after tibial plateau levelling osteotomy and cranial tibial wedge osteotomy in ten dogs ». *J Vet Med A Physiol Pathol Clin Med,* vol. 54, n° 10 (Dec), p. 579-84.

Marieb, A. N. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, 3e éd. Saint-Laurent (Québec): ERPI, 1288 p.

Moore, K. W., et R. A. Read. 1995. « Cranial cruciate ligament rupture in the dog: a retrospective study comparing surgical techniques ». *Aust Vet J,* vol. 72, n° 8 (Aug), p. 281-5.

Ouisse, M. 2005. *Mécanique générale : cinématique et dynamisme des mécanismes.* Besançon: École nationale supérieure de mécanique et des microtechniques, 1237 p.

Pozzi, A., M. P. Kowaleski, D. Apelt, C. Meadows, C. M. Andrews et K. A. Johnson. 2006. « Effect of medial meniscal release on tibial translation after tibial plateau leveling osteotomy ». *Vet Surg,* vol. 35, n° 5 (Jul), p. 486-94.

Saleh, M., et G. Murdoch. 1985. « In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment ». *J Bone Joint Surg Br,* vol. 67, n° 2 (Mar), p. 237-41.

Schaefer, S. L., C. E. DeCamp, J. G. Hauptman et A. Walton. 1998. « Kinematic gait analysis of hind limb symmetry in dogs at the trot ». *Am J Vet Res,* vol. 59, n° 6 (Jun), p. 680-5.

Schmidt, J., D. R. Berg, H. L. Ploeg et L. Ploeg. 2009. « Precision, repeatability and accuracy of Optotrak® optical motion tracking systems ». *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics,* vol. 1, n° 1, p. 114-127.

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

Shahar, R., et L. Banks-Sills. 2004. « A quasi-static three-dimensional, mathematical, three-body segment model of the canine knee ». *J Biomech,* vol. 37, n° 12 (Dec), p. 1849-59.

Shahar, R., et J. Milgram. 2001. « Morphometric and anatomic study of the hind limb of a dog ». *Am J Vet Res,* vol. 62, n° 6 (Jun), p. 928-33.

Tashman, S., et 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,* vol. 125, n° 2 (Apr), p. 238-45.

Tashman, S., W. Anderst, P. Kolowich, S. Havstad et S. Arnoczky. 2004. « Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: serial changes over two years ». *J Orthop Res,* vol. 22, n° 5 (Sep), p. 931-41.

Vasseur, P. B., et C. R. Berry. 1992. « Progression of stifle osteoarthrosis following reconstruction of the cranial cruciate ligament in 21 dogs ». *Journal of the American Animal Hospital Association,* vol. 28, n° 2 (Mar-Apr), p. 129-136.

Vilensky, J. A., B. L. O'Connor, K. D. Brandt, E. A. Dunn et P. I. Rogers. 1997. « Serial kinematic analysis of the canine hindlimb joints after deafferentation and anterior cruciate ligament transection ». *Osteoarthritis Cartilage,* vol. 5, n° 3 (May), p. 173-82.

Vilensky, J. A., B. L. O'Connor, K. D. Brandt, E. A. Dunn, P. I. Rogers et C. A. DeLong. 1994. « Serial kinematic analysis of the unstable knee after transection of the anterior cruciate ligament: temporal and angular changes in a canine model of osteoarthritis ». *J Orthop Res,* vol. 12, n° 2 (Mar), p. 229-37.

Voss, K., J. Imhof, S. Kaestner et P. M. Montavon. 2007. « Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness ». *Vet Comp Orthop Traumatol,* vol. 20, n° 4, p. 299-304.

Warzee, C. C., L. M. Dejardin, S. P. Arnoczky et R. L. Perry. 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,* vol. 30, n° 3 (May-Jun), p. 278-86.

Wentink, G. H. 1977. « Biokinetical analysis of hind limb movements of the dog ». *Anat Embryol (Berl),* vol. 151, n° 2 (Oct 7), p. 171-81.

Wexler, G., D. E. Hurwitz, C. A. Bush-Joseph, T. P. Andriacchi et B. R. Bach, Jr. 1998. « Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time ». *Clin Orthop Relat Res*, n° 348 (Mar), p. 166-75.

Whitehair, J. G., P. B. Vasseur et N. H. Willits. 1993. « Epidemiology of cranial cruciate ligament rupture in dogs ». *J Am Vet Med Assoc,* vol. 203, n° 7 (Oct 1), p. 1016-9.

Wikipedia, the free encyclopedia. 2009. *Anatomical terms of location.* En ligne. <http://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terms_of_location>. Consulté le 6 août 2009.

Wilke, V. L., D. A. Robinson, R. B. Evans, M. F. Rothschild et M. G. Conzemius. 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,* vol. 227, n° 10 (Nov 15), p. 1604-7.

Wu, G., et P. R. Cavanagh. 1995. « ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data ». *J Biomech,* vol. 28, n° 10 (Oct), p. 1257-61.

Wu, G., S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid et I. Stokes. 2002. « ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: ankle, hip, and spine ». *Journal of biomechanics,* vol. 35, n° 4, p. 543-548.