ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE LYON

Année 2006 - Thèse n°

UTILISATION DE LA GONIOMETRIE ET DE L'ELECTROGONIOMETRIE CHEZ LE CHIEN

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 3 novembre 2006
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

Alexis COLIN
Né (e) le 11 septembre 1981
à LUNEVILLE

DEPARTEMENT ET CORPS ENSEIGNANT DE L'ENVL

Directeur : Stéphane MARTINOT

Mise à jour : 05/04/2006

	PR EX	PR 1	PR 2	MC	Contractuel, Associé, IPAC et ISPV	AERC	Chargés de consultations et d'enseignement
DEPARTEMENT SANTE PUBLIQUE VETERINAIRE							
Microbiologie, Immunologie, Pathologie Générale	Y. RICHARD		A. KODJO	V. GUERIN-FAUBLEE D. GREZEL			
Pathologie infectieuse			A. LACHERETZ M. ARTOIS	J. VIALARD			
Parasitologie et Maladies Parasitaires	MC. CHAUVE	G. BOURDOISEAU		MP. CALLAIT CARDINAL L. ZENNER			
Qualité et Sécurité des Aliments		G. CHANTEGRELET	P. DEMONT C. VERNOZY	A. GONTHIER S. COLARDELLE			
Législation et Jurisprudence			A. LACHERETZ				
Bio-Mathématiques				P. SABATIER ML. DELIGNETTE K. CHALVET-MONFRAY			
DEPARTEMENT ANIMAUX DE COMPAGNIE							
Anatomie		E. CHATELAIN	T. ROGER	S. SAWAYA			K. BENREDOUANE
Chirurgie et Anesthésiologie		JP. GENEVOIS	D. FAU E.VIGUIER D. REMY		G. CHANOIT (MCC) S. JUNOT (MCC) K. PORTIER (MCC) C. DECOSNE-JUNOT (MCC)	C.CAROZZO	N. GAY C. POUZOT
Anatomie-pathologique/Dermatologie-Cancérologie		JP. MAGNOL	C. FLEURY	T. MARCHAL	C. BOULOCHER (MCC)		
Hématologie		C. FOURNEL			D. WATRELOT-VIRIEUX (MCC) P. BELLI (MCA) D. PIN (MCA)		L. POUDEROUX
Médecine interne		JL. CADORE		L. CHABANNE F. PONCE	M. HUGONNARD (MCC)		I. BUBLOT C. ESCRIOU
Imagerie Médicale					J. SONET (MCC)		E. SEGARD
DEPARTEMENT PRODUCTIONS ANIMALES							
Zootechnie, Ethologie et Economie Rurale		M. FRANCK		L. MOUNIER			
Nutrition et Alimentation				D. GRANCHER L. ALVES DE OLIVEIRA G. EGRON			
Biologie et Pathologie de Reproduction		F. BADINAND	M. RACHAIL-BRETIN	S. BUFF P. GUERIN	A. C. LEFRANC		
Pathologie Animaux de Production		P. BEZILLE	T. ALOGNINOUWA	R. FRIKHA M.A. ARCANGIOLI D. LE GRAND			G. LESOBRE P. DEBARNOT D. LAURENT
DEPARTEMENT SCIENCES BIOLOGIQUES							
Physiologie/Thérapeutique				J.J. THIEBAULT J.M. BONNET-GARIN			
Biophysique/Biochimie		E. BENOIT F. GARNIER					
Génétique et Biologie moléculaire		G. KECK	F. GRAIN	V. LAMBERT			
Pharmacie/Toxicologie Législation du Médicament			P. JAUSSAUD P. BERNY	T. BURONFOSSE			
Langues					C. FARMER R. SULLIVAN		
DEPARTEMENT HIPPIQUE							
Pathologie équine		JL. CADORE		A. LEBLOND	M. GLANGL		E. MOREAU
Clinique équine		O. LEPAGE		A. BENAMOU-SMITH			
Expertise nécropsique			C. FLEURY				

A Monsieur le Professeur GHARIB
De la Faculté de Médecine de Lyon

Qui nous a fait l'honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse,
Hommages respectueux.

A Monsieur le Professeur VIGUIER
De l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon

Qui nous a fait l'honneur de nous proposer et d'encadrer ce travail
Qu'il trouve ici toute l'expression de notre profond respect et de notre gratitude.

A Monsieur le Docteur SAWAYA
De l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon

Qui nous a fait l'honneur de participer à notre jury de thèse,
Qu'il trouve ici le témoignage de notre grande reconnaissance.

A Monsieur le Docteur LEQUANG
De l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon
Qui nous a fourni une aide si précieuse tout au long de ce travail,
Sincères remerciements

A Monsieur le docteur BEAUDEQUIN
Qui nous a apporté une aide considérable par son ingéniosité et sa bonne humeur
Sincères remerciements

A Papa, sans qui rien n'aurait été possible. Jamais je n'oublierai son amour, son dévouement, tous ses sacrifices. J'espère pouvoir un jour le remercier à la hauteur de ce qu'il m'a apporté.
A Maman, pour tout son amour, sa générosité, sa patience et pour avoir été de bon conseil, pendant toutes ces années.
Je n'oublierai jamais votre soutien dans les moments difficiles. Du fond du cœur, merci.
A Mamie, sans doute la personne la plus gentille du monde. Je la remercie ici pour sa générosité et sa compassion.

A Papy, parti depuis trois ans déjà. J'espère entretenir cette joie de vivre qui te caractérisait si bien….
Si je suis vétérinaire, c'est grâce à ces quatre personnes. C'est donc l'occasion d'écrire ici quelque chose qu'il m'est difficile de dire : je vous aime.

A Johann, mon grand frère. Il est loin le temps des bagarres, des vacances au Grau du Roi, des après midi footballistiques endiablés…Je te souhaite toute la réussite et tout le bonheur du monde entouré de tes « petites femmes ».
A Manon et Eline, mes petites nièces, j'espère partager de nombreux moments en votre compagnie et profiter de votre regard d'enfant. Tout mon amour.
A ma belle sœur, si bavarde mais tellement gentille. Je te promets de trouver prochainement une marraine à mes deux nièces.

A mes tantes et oncles, pour tous ces instants passés en votre compagnie. Vous êtes et resterez toujours « ma deuxième famille ».

A mes cousins, cousines… Tant de souvenirs mais je suis sûr que le plus beau reste à venir.

Au Professeur Viguier, pour votre soutien et votre aide au cours de mois difficiles. Toute ma gratitude et ma reconnaissance éternelles.

Enfin, à Biggie, Nino, Coquette, Rocky, Elliott, Idris, Misette… Tant d'animaux qui ont côtoyé ma vie et renforcé mes convictions.

A tous mes amis, pour leur amitié sincère :

Vincent alias Tete, pour tout ce que nous avons vécu depuis notre rencontre. Je souhaite à tout le monde de connaître une fois dans sa vie une personne aussi courageuse, sympathique et amoureux de la vie. A nos parties de PES, tu restes mon coéquipier de luxe. Que ton avenir soit propice et tes œuvres reconnues. A tes parents d'une gentillesse incomparable.
A tous mes amis lunévillois : Did, Neness, Karim, Nacim, Gaëtan, Matthieu (Sebot pour les intimes), Brad, Ludo (le jardinier), Abdel et bien d'autres. Je ne vous oublierai jamais et j'espère encore partager de nombreux délires en votre compagnie(ah ! que les vacances à Torreilles sont bien loin).
A Marie et Anne Laure, j'espère vous revoir prochainement.

A tous mes amis de l'ENVL (liste non exhaustive) :

A Henri, « roi des patates »…Toujours prêt pour rendre service et égayer notre quotidien à l'ENVL. Je tiens à te remercier pour tout ce que tu as fait ou ce que tu fais pour les étudiants. Sincérement, merci.
A Ph, colocataire pendant 4 ans. Quelques escarmouches, mais tant de bons moments partagés. Tes habits du dimanche et les réveils post soirées resteront à jamais gravés dans ma mémoire (quoique avec les oublis…). Il est dur de partager un toit mais nous avons été l'exception qui confirme la règle. Je te souhaite toute la réussite et j'espère que nos chemins se recroiseront (je n' en doute point).

Au groupe neuf : Baloche (mon mich buccanon à moi, je te suis redevable à vie), Tiflette (l'homme au chapeau et aux discours de soirées inoubliables), Papaye (ah ces vacances en haute Marne), Ericka (Mlle 2000 watts), Simon (toujours à l'heure), Garga (et les trajets périlleux en voiture). A nos enfants de clinique.

A toi mon Lolo, qui, à force de côtoyer un Nancéen, a craqué pour une Touloise. Le monde est toup'ti. A tous ces moments passés ensemble et ils sont nombreux (c'est assez fit la baleine je me cache à l'eau…). Allez le LOSC !!!!

A Boro, l'homme qui n'a pas d'heure pour manger, faire de la muscu, ou …
A tous mes parents de clinique, à Jérém qui m'a soutenu et à mes frères et sœurs de clinique de D2 (Amélie, Cindy, Elise, Pin……)

A ma poulotte, je suis ravi de t'avoir rencontrée et te souhaite tout plein de bonheur.
A nos poulots FBI (grisou, toup'ti, roxanne, gaëlle, Vomito,…)
A la promotion OBI et toutes les personnes que j'ai côtoyées.
A Tarvel (vous ne passerez plus chez eux par hasard..) : Doumé, Tigrou, Loul…
Dédicace au feu petit Tarvel (CO, Tom, Laguite).

A Matthieu et Clémence qui m'ont confié un chien exceptionnel pour les séances d'électrogoniomètrie : Ubaye, l'aboutissement de ce travail étant le fruit de ta témérité et de ta docilité.

A tous ces chiens, qui ont contribué à l'élaboration de ma thèse, merci à leur propriétaire.
Une dédicace spéciale à un chien mythique, connu de tous, qui, bien que gourmande et espiègle, reste la plus belle : le Beagle.

A tous ceux que j'oublie (la salle de boom est grande alors…) et surtout …..
Allez l' ASNL !!!!!!

TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES 7

TABLE DES PHOTOGRAPHIES 10

TABLE DES TABLEAUX 11

TABLE DES FIGURES 12

INTRODUCTION 12

I. PARTIE BIBLIOGRAPHIQUE 15

A. Présentation de la goniométrie 15
1. Définition 15
2. Matériel 15
   a) Le goniomètre 15
   b) L'inclinomètre 16
   c) L'électrogoniomètre et l'électro-inclinomètrie 16

B. Applications en médecine humaine 17
1. Les différentes utilisations de la goniométrie manuelle 17
   a) Importance et fiabilité 17
   b) Utilisations diagnostiques 17
   c) Utilisations lors de radiographie 18
   d) Utilisations en physiothérapie et dans le suivi post chirurgical. 19
2. La mesure dynamique des angles 19
   a) Historique 19
   b) Applications générales 20
      (1) Etude de la fiabilité des appareils électrogoniomètriques 20
      (2) Applications cliniques 20
      (3) Analyse de la démarche 21
3. Conclusion 21

C. Applications en médecine vétérinaire chez le chien 22
1. En statique 22
   a) Valeurs physiologiques 22
      (1) Mobilité articulaire pour chaque articulation. 22
      (2) Angles physiologiques pour un chien en station de bout. 26
      (3) Amplitude articulaire 28
      (4) Mesures goniométriques manuelles du membre pelvien. 30
      (5) Conclusion 33
   b) Utilisations en médecine canine 33
      (1) Applications diagnostiques 33
      (2) Evaluation et suivi des traitements 35
      (3) Etude sur la fiabilité de la goniométrie. 43
      (4) Conclusion 46

2. Analyse de la démarche 46
a) Etude préliminaire 46
(1) Définitions 46
(2) Les différentes phases 46
(3) Etude des différentes allures 48
(4) Les paramètres de la marche 51
b) Les différents types d'analyse 51
(1) Analyse cinétique 52
(2) Analyse cinématique non invasive 52
c) L'électrogoniomètrie 57
(1) Historique 57
(2) Utilisation récente de l'électrogoniomètrie 61
3. Conclusion 61

II. PARTIE EXPERIMENTALE 62

A. Etude goniométrique manuelle 62
1. Problématique 62
2. But 62
3. Matériel et méthodes 63
a) Repères anatomiques 63
(1) Importance 63
(2) Présentation des repères. 64
b) Outils et techniques utilisés 65
c) Paramètres relatifs aux chiens 66
(1) Recueil de données 66
(2) Examen clinique 66
4. Résultats 67
a) Précision de la méthode utilisée 67
b) Comparaison des amplitudes de chaque articulation entre les chiens 68
(1) Les différentes amplitudes de l'épaule 68
(2) Les différentes amplitudes du coude 69
(3) Les différentes amplitudes du carpe 70
(4) Les différentes amplitudes de la hanche 71
(5) Les différentes amplitudes du genou 72
(6) Les différentes amplitudes du tarse 73
c) Comparaison générale des amplitudes moyennes de chaque articulation 74
5. Discussion 74
a) Choix des chiens 75
b) Méthode de mesure 75
c) Matériel utilisé 75
6. Conclusion 75

B. Etude électrogoniomètrique 76
1. Justificatif 76
2. But 76
3. Matériel 77
a) Description 77
(1) Présentation générale 77
(2) Dispositif de mesure : 77
(3) Logiciel d'acquisition des données 78
b) Mode de fonctionnement 79
(1) Présentation 79
(2) Modifications des valeurs d'extension/flexion 82
c) Présentation du chien de l'étude 84
(1) Caractère et morphologie 84
(2) Statut orthopédique 84

4. Méthode 86
a) Validation des paramètres spatiaux 86
(1) Première méthode 86
(2) Deuxième méthode 86
b) Etude des variations angulaires lors de la locomotion d'un chien 87
(1) Mise en place de l'électrogoniomètre 87
(2) Analyse goniométrique de la démarche à différentes allures 89
5. Résultats 92
a) Validation des mesures angulaires 92
(1) Première méthode 92
(2) Deuxième méthode 92
b) Etude électrogoniomètrique des articulations lors du pas et du trot 93
(1) Paramètres spatiaux et temporels 93
(2) Analyse goniométrique des différentes articulations appendiculaires 94
(3) Conclusion partielle 107
6. Discussion 108
a) Méthodologie 108
(1) Lors de la validation des mesures angulaires 108
(2) Lors de l'étude électrogoniomètrique de la démarche 108
b) Comparaison des résultats de l'étude électrogoniomètrique par rapport à d'autres études cinématiques 110
(1) Comparaison des mesures angulaires maximales à différentes allures 110
(2) Comparaison de la forme des courbes 114
c) Conclusion 117

CONCLUSION 119

ANNEXES 120

LEXIQUE 125

BIBLIOGRAPHIE 126

TABLE DES PHOTOGRAPHIES

Photographie 1 : Présentations de 2 goniomètres. 15

Photographie 2 : Présentation d'un inclinomètre. 16

Photographie 3 : Ankylose importante du membre postérieur droit avec suppression d'appui. 36

Photographie 4 : Application d'ultrasons sur la région fibrosée du grasset. 37

Photographie 5 : Positionnement des électrodes lors des séances d'électrothérapie. 38

Photographie 7 : Clichés photographiques d'un cheval au galop réalisés par Muybridge. 53

Photographie 8 : Photographie du dispositif nécessaire à l'analyse cinématique 3D. 55

Photographie 9 : Présentation du goniomètre SG 110. 78

Photographie 11 : Exemple de fixation de l'électrogoniomètre sur l'épaule. 89

Photographie 12 : Présentation du matériel utilisé lors de l'étude électrogoniomètrique. 89

Photographie 13 : Mesures des angles de flexion et d'extension de la hanche 120

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Moyennes et écarts des angles de 13 chiens en station debout. 27

Tableau 2 : Angles du jarret, du grasset et de la hanche de 2 bergers allemands sains en station debout 28

Tableau 3 : Amplitude articulaire moyenne obtenue à partir de 10 chiens. 29

Tableau 4 : Moyennes et écarts de 34 jarrets, grassets et hanches. 32

Tableau 5 : Classification des dypslasies selon la valeur de l'angle de Norberg-Olsson. 34

Tableau 6 : Mobilité articulaire pendant des exercices de rééducation. 40

Tableau 7 : Moyenne des angles d'abduction de l'épaule avant et après capsulorrhaphie. 41

Tableau 8 : Tableau des différents angles articulaires mesurés sur 16 chiens. 45

Tableau 9 : Liste des chiens utilisés pour les mesures goniométriques. 66

Tableau 10 : Erreur relative lors de la mesure de chaque articulation pour chaque chien. 67

Tableau 11 : Paramètres relatifs à l'analyse de la marche au moyen du système GaitFour™ . 85

Tableau 12 : Comparaison entre les valeurs manuelles et les valeurs affichées par l'électrogoniomètre. 92

Tableau 13 : Valeurs des erreurs absolues et relatives sur les mesures électrogoniomètriques des trois essais. 92

Tableau 14 : Présentation des amplitudes des mouvements au niveau des articulations. 107

Tableau 15 : Présentation des mesures angulaires correspondant à la mobilité articulaire maximale au pas. 110

Tableau 16 : Présentation des mesures angulaires correspondant à la mobilité articulaire maximale au trot. 112

Tableau 17 : Présentation des angles fémoro-tibiaux au cours du temps. 120

Tableau 18 : Valeurs des angles lors de l'essai 1 de la validation de l'électrogoniomètre. 121

Tableau 19 : Valeurs des angles lors de l'essai 2 de la validation de l'électrogoniomètre. 122

Tableau 20 : Valeurs des angles lors de l'essai 3 de la validation de l'électrogoniomètre. 122

Tableau 21 : Longueur moyenne de la foulée en mètre du membre postérieur gauche au trot. 123

Tableau 22 : Longueur moyenne de la foulée en mètre du membre postérieur gauche au pas. 123

Tableau 23 : Longueur moyenne de la foulée en mètre du membre antérieur gauche au trot. 123

Tableau 24 : Longueur moyenne de la foulée en mètre du membre antérieur gauche au pas. 123

Tableau 25 : Amplitudes angulaires mesurées au pas dans l'étude de Hottinger. 124

Tableau 26 : Amplitudes angulaires mesurées au trot dans l'étude de Gilette. 124

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Coxométrie. Bassin de face. 18

Figure 2 : Coxométrie. Faux profil de Lequesne. 19

Figure 3 : Vue dorsale du carpe du chien. 23

Figure 4 : Vue latérale du tarse du chien. 25

Figure 5 : Schéma des angles du membre antérieur d'un chien en station debout. 26

Figure 6 : Schéma des angles du membre postérieur d'un chien en station debout. 27

Figure 7 : Exemple des mesures de flexion et d'extension de l'épaule. 28

Figure 8 : Repères osseux utilisés pour mesurer les angles du tarse, du genou et de la hanche. 30

Figure 9 : Représentation schématique du calcul de l'angle de Norberg Olson. 34

Figure 10 : Représentation graphique de l'évolution de l'extension du grasset. 39

Figure 11 : Schématisation des mesures goniomètriques sur le coude et sur l'épaule. 44

Figure 12 : Evolution schématique des angles du membre antérieur pendant la phase d'appui. 47

Figure 13 : Evolution schématique des angles du membre postérieur pendant la phase d'appui. 47

Figure 14 : Séquence d'appui au sol lors du pas. 48

Figure 15 : Séquence d'appui au sol lors du trot. 49

Figure 16 : Succession des appuis sur le sol lors de galop circulaire. 51

Figure 17 : Représentation des trois forces de réaction mesurées par le plateau de force. 52

Figure 18 : Représentations des variations angulaires de l'épaule, du coude et du carpe au pas. 56

Figure 19 : Schématisation du positionnement de l'électrogoniomètre. 58

Figure 20 : Goniogramme des articulations du membre pelvien au cours de la marche chez un chien normal. 59

Figure 21 : Goniogramme des articulations du membre pelvien au cours du trot chez un chien normal. 60

Figure 22 : Repères anatomiques du membre antérieur utilisé lors des mesures goniométriques. 64

Figure 23 : Repères anatomiques du membre postérieur. 65

Figure 24 : Comparaison des amplitudes articulaires de l'épaule mesurées sur les 10 chiens. 68

Figure 25 : Comparaison des amplitudes articulaires du coude mesurées sur les 10 chiens. 69

Figure 26 : Comparaison des amplitudes articulaires du carpe mesurées sur les 10 chiens. 70

Figure 27 : Comparaison des amplitudes articulaires de la hanche mesurées sur les 10 chiens. 71

Figure 28 : Comparaison des amplitudes articulaires du genou sur les 10 chiens. 72

Figure 29 : Comparaison des amplitudes articulaires du tarse mesurées sur les 10 chiens. 73

Figure 30 : Amplitudes angulaires moyennes pour chaque chien et pour chaque articulation. 74

Figure 31 : Représentations du matériel Data Link. 77

Figure 33 : Présentation des goniogrammes et des données fournies par Data Link. 79

Figure 34 : Présentation de l'électrogoniomètre SG110. 79

Figure 35 : Variations angulaires suivant le membre étudié. 80

Figure 36 : Représentations des variations positives ou négatives dans l'axe X-X. 81

Figure 37 : Représentation des variations positives lors des mouvements d'abduction. 82

Figure 38 : Représentations schématiques des valeurs électrogoniomètriques et des valeurs souhaitées. 82

Figure 39 : Représentations schématiques de la valeur électrogoniomètrique et des valeurs souhaitées 83

Figure 40 : Etude de la précision de l'électrogoniomètre. 86

Figure 41 : Exemple de fiche d'importation et de calcul des données sur Excel. 90

Figure 42 : Présentation des résultats de l'analyse cinématique du coude lors du trot du chien Ubaye. 91

Figure 43 : Représentations graphiques des variations angulaires de la hanche lors du pas. 95

Figure 44 : Représentations graphiques des variations angulaires de la hanche lors du trot. 96

Figure 45 : Représentations graphiques des variations angulaires du genou lors du pas. 97

Figure 46 : Représentations graphiques des variations angulaires du genou lors du trot. 98

Figure 47 : Représentations graphiques des variations angulaires du tarse lors du pas 99

Figure 48 : Représentations graphiques des variations angulaires du tarse lors du trot 100

Figure 49 : Représentations graphiques des variations angulaires de l'épaule lors du pas. 101

Figure 50 : Représentations graphiques des variations angulaires de l'épaule lors du trot. 102

Figure 51 : Représentations graphiques des variations angulaires du coude lors du pas. 103

Figure 52 : Représentations graphiques des variations angulaires du coude lors du trot. 104

Figure 53 : Représentations graphiques des variations angulaires du carpe lors du pas. 105

Figure 54 : Représentations graphiques des variations angulaires du carpe lors du trot. 106

Figure 55 : Représentations graphiques des mouvements de flexion et d'extension au pas. 124

INTRODUCTION

Avant d'être appliquée en médecine, la goniométrie ou technique de mesure des angles était surtout employée dans le domaine militaire où le goniomètre à boussole permettait la réalisation d'opérations topographiques courantes et la préparation de l'artillerie. Elle était également fréquemment utilisée dans le domaine aéronautique et maritime pour les atterrissages ou les amarrages sans visibilité grâce à un goniomètre de flanquement. La goniométrie connut ensuite un essor important en minéralogie optique et en cristallographie permettant la modélisation de nombreuses molécules par la mesure des angles de diffraction des rayons X ou des électrons par un cristal. Cette technique trouva également de nombreuses applications en médecine puisqu'elle permit de mesurer les angles articulaires sur des individus statiques ou dynamiques L'avènement de la goniométrie en médecine vétérinaire fut corrélé aux premières descriptions de la démarche du cheval par l'intermédiaire de la photographie et de la cinématographie en 1872 et en 1882 grâce aux expériences de Marey et de Muybridge, beaucoup plus tard, les premières expériences d'Adrian en 1966 sur l'électrogoniomètrie permit de réaliser des progrès considérables dans l'étude cinématique de la démarche dans l'espèce canine et reste l'étude de référence des nombreux travaux qui ont analysé la démarche chez le chien.

La goniomètrie est également une technique permettant de mesurer l'amplitude articulaire sur un animal statique. Pourtant, l'expérience montre que peu d'étudiants voire de praticiens connaissent ce terme et encore moins l'utilité de la technique manuelle notamment en chirurgie orthopédique ou en physiothérapie.

Ainsi, dans la première partie, nous commencerons par la définition médicale de la goniométrie ainsi que par la description des différents instruments employés. Nous verrons succinctement les applications courantes de cette technique en médecine humaine avant de s'attarder sur les applications et sur l'actualité de la goniométrie et de l'électrogoniomètrie en médecine vétérinaire.

Ensuite, la deuxième partie présentera un travail expérimental sur la goniométrie manuelle et sur l'électrogoniomètrie en commençant à chaque fois par une description du matériel et des méthodes utilisés. Cette partie présentera ensuite les résultats et les conclusions relatives à l'expérimentation avant de terminer par une discussion sur l'intérêt et les limites de ces techniques.

Les objectifs de cette étude sont simples et variés; d'une part, faire connaître la goniométrie manuelle dans la profession vétérinaire en insistant sur ses utilisations fréquentes et simples, d'autre part, contribuer à la validation et à l'utilisation possible d'un électrogoniomètre à visée humaine et présenter les résultats et les conclusions relatives à notre étude électrogoniomètrique de la démarche sur un chien à deux allures, le pas et le trot.

I. Partie bibliographique

A. Présentation de la goniométrie

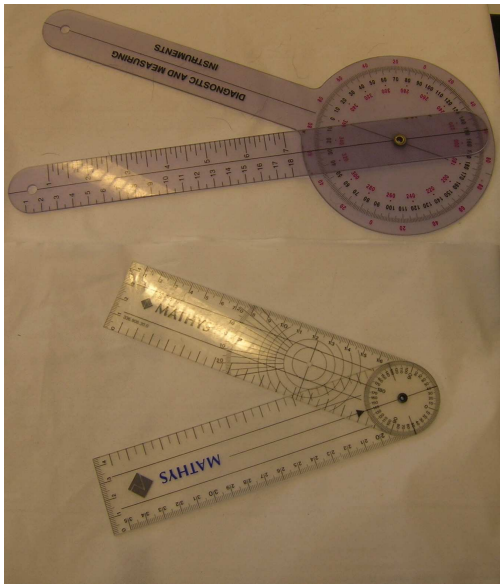
1. Définition

Le terme goniométrie provient du grec gônia (angle) et métron (mesure), il s'agit donc de l'art de mesurer les angles. En anthropologie, la goniométrie est employée afin de mesurer les angles de la face et du crâne. Nous nous intéresserons essentiellement à la définition physiologique de la goniométrie qui est surtout utilisée pour mesurer l'amplitude des mouvements de certaines articulations. Il s'agit donc d'évaluer les angles entre 2 segments osseux lorsqu'ils sont en extension, en flexion, en abduction ou en abduction, en supination et en pronation.

2. Matériel

a) Le goniomètre

Il s'agit de l'instrument utilisé afin de mesurer manuellement les angles articulaires. Il est constitué de deux bras en plastique reliés entre eux et pivotant à partir du même centre. Suivant le type de goniomètre, une graduation de 1° ou de 2,5° permet d'obtenir la valeur de l'angle articulaire. Les bras du goniomètre sont en général transparents et une droite est dessinée au milieu de manière à aligner le bras avec le segment osseux.



Photographie 1:Présentations de 2 goniomètres, {crédit S.Sawaya}.

La mesure s'effectue en faisant correspondre l'axe de rotation de l'articulation avec le centre du rapporteur, puis en alignant les règles avec les segments osseux. Cette technique ne permet d'accéder qu'à des mesures statiques sur un animal à l'arrêt. De plus, la mesure de l'angle dépend du positionnement du goniomètre et est donc soumis à la subjectivité de l'expérimentateur. Néanmoins, des études réalisées sur la goniométrie manuelle ont montré qu'il s'agissait d'une technique fiable et reproductible si des repères anatomiques facilement identifiables sont utilisés pour placer les règles [42] [13] [54].

b) L'inclinomètre

Un inclinomètre est un instrument servant à mesurer des angles par rapport à la ligne de gravité. Il est d'une utilisation plus rapide et plus simple que le goniomètre car il ne nécessite pas d'alignement particulier. Ce système est constitué dans sa version la plus simple d'un cadran ou alors d'un affichage digital qui indique l'angle de la position relative de l'inclinomètre par rapport à la ligne de gravité.

Photographie 2: Présentation d'un inclinomètre d'après [52].

Pour utiliser un inclinomètre, le thérapeute place l'instrument sur le patient en position standard, règle l'inclinomètre sur zéro puis le patient exécute un mouvement. La lecture finale sur l'inclinomètre correspond à la mesure de l'amplitude du mouvement.
Il est surtout utilisé en médecine humaine pour mesurer l'amplitude et la mobilité des articulations de l'ensemble du corps : des mouvements complexes du dos aux mouvements des articulations des extrémités. (Doigts, orteils) [52].

c) L'électrogoniomètre et l'électro-inclinomètrie

Le goniomètre et l'inclinomètre ne permettent de relever les valeurs d'amplitude qu'une fois le mouvement terminé, ils permettent la réalisation de mesures en statique. Au contraire, l'électrogoniomètre et l'électro-inclinomètrie permettent de suivre et d'enregistrer les variations angulaires tout au long du mouvement.
L'électrogoniomètre est en général constitué de 2 bras fixés à chaque segment osseux proximal et distal d'une articulation. Lors de mouvements, le potentiomètre de ce dispositif fournit une tension proportionnelle aux modifications angulaires. Les anciens systèmes étaient contraignants car le potentiomètre devait être installé au niveau du centre de rotation de l'articulation, alors que les électrogoniomètres récents dits flexibles ont résolu ce problème en modifiant le dispositif de mesure [55]. Il existe de nombreux modèles adaptés à un type d'articulations permettant de suivre les mouvements dans tous les plans (extension/flexion, rotations, abduction/adduction).
L'électro-inclinomètrie quant à elle dépend de sa position par rapport à la gravité et indique les amplitudes sur une échelle de 360°. Il comprend en général un dispositif de mesure et un dispositif d'affichage. L'appareil enregistre la totalité du mouvement et calcule l'amplitude en soustrayant la valeur de la position initiale à la valeur de la position finale [73]. Ces appareils permettent notamment de mesurer la mobilité articulaire du coude, de l'avant bras, du poignet, des doigts, de la hanche, du genou, de la cheville…

Ces appareils sont donc en plein essor dans le domaine médical et de nombreuses études de recherche, notamment en médecine humaine, sont réalisées afin de valider leur utilisation et de montrer leurs applications cliniques [70] [69] [34] [47] [55] [56].

B. Applications en médecine humaine

Il ne s'agit pas de réaliser une liste exhaustive des différentes applications mais de montrer l'intérêt de la goniométrie dans la démarche diagnostique et dans la rééducation. Cette partie montrera également l'importance du suivi des angles articulaires pendant la réalisation d'exercices ou de mouvements simples nécessitant d'autres outils d'investigation dont le fonctionnement sera expliqué dans la partie concernant la démarche du chien.

1. Les différentes utilisations de la goniométrie manuelle

Nous prendrons différents exemples incluant la goniométrie dans le diagnostic, la thérapeutique et le suivi post chirurgical.

a) Importance et fiabilité

Les appareils de mesures comme le goniomètre se doivent d'être fiables et précis dans le domaine de la santé. En effet, les kinésithérapeutes et les physiothérapeutes s'appuient sur des mesures d'angles articulaires afin de justifier l'efficacité de leur intervention. C'est pourquoi, des études ont été réalisées afin de montrer la fiabilité des mesures réalisées avec le goniomètre standard [40] mais également avec d'autres goniomètres [8] [61]. Pour s'en assurer, les valeurs mesurées sur l'individu étaient comparées aux valeurs relevées sur la radiographie. La fiabilité de cette technique est également approuvée par la comparaison des valeurs trouvées entre différents examinateurs afin de vérifier la reproductibilité des mesures [69] et de valider ainsi les repères utilisés [61].

La goniomètrie est un domaine en plein développement en médecine humaine, en effet de nombreuses études sont rapportées afin de valider l'utilisation de « nouveaux » goniomètres facilitant la mesure de certaines articulations. Ainsi, dans une étude réalisée par Sprigle et al. [61], un goniomètre a été créé spécialement afin de mesurer l'angle d'inclinaison du bassin ainsi que la flexion de la hanche sur des individus assis. Leur appareil est constitué d'un goniomètre associé à un inclinomètre et s'est révélé être d'une grande fiabilité par rapport aux mesures radiographiques, laissant augurer une utilisation clinique prochaine. De même, Brosseau et al [l8] ont développé un goniomètre parallélogramme afin de mesurer l'extension et la flexion maximale du genou des patients présentant une mobilité réduite au niveau de cette articulation ; une étude montra, en effet que le goniomètre standard, ne donnait pas forcément des mesures fiables car sa mise en position était difficile au niveau du genou.

b) Utilisations diagnostiques

La gonarthrose ou « arthrose du genou » est une affection qui touche un grand nombre d'hommes et de femmes d'âge mûr ou plus âgés. Un défaut d'axe des membres en varus ou en valgus peut favoriser l'usure d'un des compartiments du genou et inversement l'usure asymétrique du cartilage peut créer une déviation [2] [38]. Dans cette pathologie, le pangonogramme ou goniométrie debout permet de tracer l'axe gravitaire et l'axe mécanique des segments entre le centre de la tête fémorale (H) le centre du genou (K) et le centre de la cheville (A) et de mesurer l'angle HKA. D'autres auteurs préfèrent la position couchée pour mesurer le varus en éliminant ainsi la laxité ligamentaire. Ces deux mesures permettent de quantifier la sévérité de la déviation en valgus ou en varus et de calculer l'angle de

l'ostéotomie à pratiquer afin de rétablir l'alignement du membre et de soulager l'individu [2] [38].

c) Utilisations lors de radiographie

La coxarthrose est une arthrose de l'articulation coxo-fémorale secondaire à un vice architecturale [2] [51]. Dans ce cas, le goniomètre permet de positionner correctement l'individu lors de la radiographie des hanches mais il permet également de mesurer sur la radiographie les angles obtenus par coximétrie. On obtient ainsi les angles de couverture du cotyle et l'obliquité du col fémoral sur un cliché de face définis par 4 angles fondamentaux :

- angle VCE, couverture du cotyle, normalement supérieur à 25° ;
- angle HTE, obliquité du toit du cotyle, normalement inférieur à 10° ;
- angle cervico-diaphysaire, obliquité du col fémoral, de l'ordre de 120°.
- Sur le faux profil de Lequesne, on définit :
- angle VCA, couverture antérieure de la tête fémorale, normalement > 15°.

On définit plusieurs points de repère, C étant le centre de la tête fémorale, T le point interne du toit du cotyle et E le point externe du toit du cotyle.

De même, on définit deux lignes : une ligne horizontale passant par deux points symétriques du bassin (T, T') = ligne H et une ligne verticale perpendiculaire à la précédente et passant par le point C = ligne V.

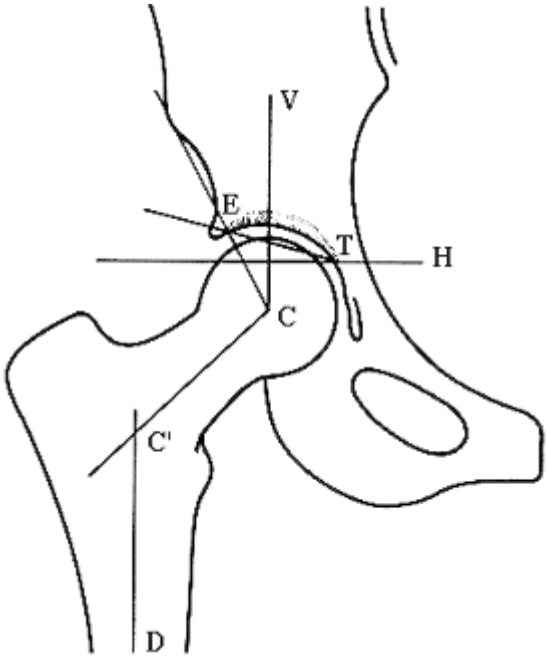


Figure 1 : Coxométrie. Bassin de face, d'après [51].

De même, le goniomètre permet de mesurer les angles sur le faux profil de Lequesne. Pour réaliser cette radiographie, le sujet est debout, d'abord en profil vrai, côté à radiographier contre la plaque. L'axe du pied est parallèle au bord inférieur de la table. A partir de cette position, le membre inférieur restant fixe, le patient fait tourner son bassin de 25 degrés vers l'arrière de sorte que l'angle formé par le plan de la table et le plan sacré du patient soit de

65degrés, le goniomètre permettant de s'assurer du bon positionnement. La mesure est réalisée après avoir défini 3 points : C étant le centre de la tête fémorale, V la verticale passant par le point C et A la limite antérieure du condensé du toit du cotyle. [51]

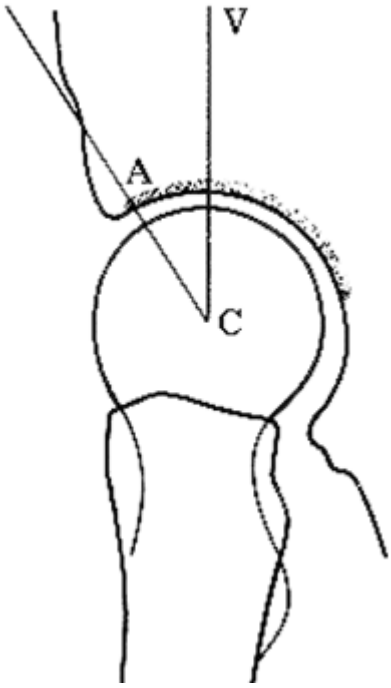


Figure 2 : Coxométrie. Faux profil de Lequesne d'après [51].

La coxométrie permet ainsi un dépistage des vices architecturaux tels les dysplasies, le coxa valga et la maladie de Legg Perth Calvé [2] [51].

d) Utilisations en physiothérapie et dans le suivi post chirurgical.

La fiabilité des mesures goniométriques étant approuvée et validée, le physiothérapeute peut utilisé le goniomètre en se référant à la technique conventionnée ce qui permet d'estimer les effets des traitements (« hot packs », renforcements musculaires), des mobilisations articulaires et des exercices réalisées [12]. La physiothérapie a pour but d'augmenter la mobilité articulaire et de diminuer la douleur, ainsi, la goniométrie ajoutée à l'estimation de la douleur est une technique fiable dans le suivi de la récupération lorsque les mesures sont réalisées lors de chaque visite [12] [74] et après la réalisation des manipulations.

La goniométrie manuelle est également une technique simple et indispensable dans le suivi et l'évaluation post chirurgicale. Par exemple, elle est utilisée pour évaluer l'amplitude d'une articulation après une arthrodèse notamment dans le cas d'arthropathie inflammatoire sévère du poignet et permet d'estimer ainsi la capacité fonctionnelle notamment afin de réaliser les gestes quotidiens [2] [52] [29].

2. La mesure dynamique des angles

a) Historique

Les premières études relatives aux variations angulaires des mouvements articulaires de l'homme ont été réalisées par Braun et Fisher à la fin du XIXème siècle, ils utilisèrent des tubes Geissler, les attachèrent aux segments osseux et photographièrent le sujet se déplaçant dans l'obscurité totale. D'autres techniques furent développées par Inmann dans les années 40

et par Murray dans les années 60, elles consistaient à photographier un sujet qui portait des marqueurs réfléchissants placés au niveau de repères anatomiques permettant de suivre les mouvements des membres. L'inconvénient de ces premières méthodes est qu'elle nécessitait une mesure manuelle des angles sur les photographies réalisées ce qui nécessitait des heures de travail afin de collecter les données et de les analyser. L'avancée technologique permit de réaliser des progrès considérables dans la description des mouvements en facilitant le traitement des données grâce à l'avènement des techniques d'analyse cinématique. Les frères Karpovich furent les premiers à utiliser l'électrogoniomètrie dans le but de décrire les mouvements des membres de l'homme et collectèrent de nombreuses données directement retranscrites sous formes graphiques, d'autres chercheurs contribuèrent aux études électrogoniomètriques chez l'homme comme McLeod, Bajd, Kinzel et aboutirent à la conclusion que l'électrogoniomètrie est une technique efficace et simple dans la description des mouvements dans le plan sagittal mais qu'elle nécessite d'adapter l'appareil à la taille de l'individu ou de l'articulation étudiée. La vidéographie et le développement de logiciels de plus en plus puissants permirent également de réaliser des progrès considérables par l'analyse des images en deux ou en trois dimensions. La conception de cette technique d'analyse des mouvements nécessita la réflexion de nombreux chercheurs tels Furnee, Whittle, Greenlaw [67] permettant l'amélioration permanente du système d'analyse des images passant d'un mode en deux dimensions à un mode en trois dimensions. Ces techniques d'analyse sont décrites dans de nombreuses études relatives à la description des mouvements chez l'homme et de nouveaux systèmes d'analyses des données sont développés actuellement ce qui montre bien l'avenir prospère qui leur est destiné [67]. Nous verrons en détail, le fonctionnement de ces techniques lors de l'analyse de la démarche chez le chien, et nous allons présenter succinctement les utilisations en médecine humaine en s'appuyant sur les nombreuses études réalisées actuellement.

b) Applications générales

(1) Etude de la fiabilité des appareils électrogoniomètriques

De nombreuses thérapies orthopédiques et physiques ont pour but de restaurer la mobilité articulaire et d'accélérer la reprise des activités fonctionnelles. La mesure de l'amplitude articulaire passive et active est donc souvent utilisée pour indiquer le statut d'une articulation. C'est pourquoi différents travaux sont réalisés afin de valider l'utilisation d'électrogoniomètres dans l'évaluation de l'amplitude articulaire. Par exemple, Rowe a validé l'utilisation d'un électrogoniomètre flexible dans le suivi des mouvements du genou en comparant les résultats obtenus avec ceux d'une étude utilisant un système d'analyse vidéographique [55]. L'électrogoniomètrie s'avère également être une méthode de choix pour évaluer les mouvements au niveau du poignet car les appareils sont faciles à appliquer et sont capables de suivre les mouvements dans 2 plans différents. Une étude a d'ailleurs été réalisée afin de comparer les mesures fournies par 2 électrogoniomètres lors de la pronation et de la supination du poignet [34]. Elle permit de mettre en évidence la fiabilité de ces appareils tout en indiquant qu'il existait des sources d'erreurs liées soit à la position initiale de l'appareil soit au fait que les mouvements dans un plan sont responsables de faux signaux dans l'autre plan. Ces études montrent l'intérêt de la médecine humaine pour ces appareils faciles d'utilisation.

(2) Applications cliniques

Toutes les études citées ne font partie encore que du domaine de la recherche et n'ont pas encore d'applications courantes en pratique. Pourtant, l'étude cinématique d'une articulation pathologique permet d'estimer et de quantifier le déficit de la mobilité avant et après le traitement chirurgical. La multiplicité des appareils d'analyse cinématique en

médecine humaine a permis de réaliser de nombreuses études destinées à évaluer la mobilité articulaire. Par exemple, l'électrogoniomètre flexible cité précédemment a été utilisé afin d'évaluer la mobilité du genou avant et après l'arthroplastie totale. Il permettait en effet de suivre après l'intervention les progrès réalisés au cours des activités quotidiennes courantes (marche, escaliers…) [47], cet appareil gagne en popularité puisqu'il a été utilisé dans de nombreuses études destinées à évaluer la capacité du patient à réaliser des exercices simples après une intervention chirurgicale et à évaluer l'efficacité de la rééducation postopératoire [55]. Néanmoins, les systèmes d'analyse d'images en trois dimensions restent les plus relatés et ont été notamment utilisés dans le suivi postopératoire [36] [27] et lors de la rééducation [20]. Les techniques d'analyse cinématique ont peu d'utilisations en pratique courante mais sont des outils d'une grande utilité dans le domaine de la recherche clinique que ce soit en chirurgie ou en physiothérapie

.

(3) Analyse de la démarche

L'électrogoniomètrie et l'analyse en 3 dimensions ont également contribué à étudier la démarche de sujets sains à tout âge [67] et pendant les activités quotidiennes [55] [67].
Par exemple, l'électrogoniomètre flexible a permis de déterminer la mobilité minimale nécessaire aux personnes âgées pour réaliser les activités quotidiennes, ces résultats pourront trouver une utilité notamment lors d'intervention sur le genou afin de préserver une mobilité compatible avec la vie courante [56].
L'analyse 3 D a également contribué à étudier les mouvements du bassin et du dos lors de la marche à différentes vitesses mais elle a également participé, chez les sportifs de haut niveau, à comprendre les risques de pathologies liés aux forces s'exerçant sur l'articulation. Ces études ont ainsi permis d'élaborer des exercices physiques renforçant la stabilité articulaire afin de diminuer le risque de blessure [70].

3. Conclusion

La goniométrie est une technique fréquemment utilisée que ce soit pour le diagnostic, la thérapeutique physique et chirurgicale et pour le suivi post chirurgical Elle connaît également un essor important grâce à l'avancée technologique et à l'utilisation de systèmes d'analyse cinématique, ces systèmes permettent de suivre les variations angulaires au cours de la démarche du sujet et de connaître le véritable impact d'une pathologie sur la conformation articulaire. Néanmoins, les études réalisées chez l'homme sur le bassin ou le genou ont montré les limites propres à chaque système cinématique. En effet, ils utilisent des marqueurs fixés sur des parties molles susceptibles de provoquer des erreurs dues aux contractions musculaires ou aux trémulations de la peau, il reste donc des progrès à réaliser pour profiter pleinement des renseignements fournis. Pourtant, l'analyse cinématique des articulations devrait à court terme faire partie de toute étude visant à évaluer la fonction articulaire [38], [18]. Cette affirmation vaut aussi bien pour la médecine humaine que la médecine canine, pour laquelle, de nombreuses études sur l'analyse cinématique sont réalisées afin de valider le bien fondé des données et afin d'encrer dans les mœurs ces systèmes d'analyse si précieux. Mais afin d'aborder la goniométrie chez le chien, il semble indispensable d'étudier l'organisation des articulations de ce mammifère afin de comprendre les mouvements intéressant cet animal.

C. Applications en médecine vétérinaire chez le chien

1. En statique

a) Valeurs physiologiques

(1) Mobilité articulaire pour chaque articulation.

Bien que la force de contraction des muscles agissant sur les os longs des membres soit responsable de la mobilité articulaire, la configuration des surfaces articulaires aide à définir la mobilité d'une articulation. Cette mobilité théorique peut être limitée par les tissus mous comme la capsule articulaire, les muscles, les ligaments [72].
Nous présenterons succinctement l'organisation ostéologique et arthrologique des différents membres afin de comprendre les mouvements mis en jeu au niveau de chaque articulation sans insister sur les différents éléments anatomiques permettant de stabiliser l'articulation.

(a) L'épaule

Elle unit un os plat, la scapula, à un os long, l'humérus. C'est une articulation de type sphéroïde dont les surfaces articulaires sont la cavité glénoïde de la scapula et la tête articulaire de l'humérus. Contrairement à l'homme, la conformation de l'articulation est telle que les mouvements d'abduction, d'adduction, de circumduction et de rotation sont de très faible amplitude. L'orientation des surfaces articulaires et leur courbure plus grande dans le sens sagittal que dans le sens transversal favorisent essentiellement les mouvements de flexion et d'extension [49]. De plus, dans l'abduction, le muscle subscapulaire joue le rôle d'un véritable ligament qui limite l'écartement [4].

(b) Le coude

C'est une articulation synoviale en forme de charnière qui unit l'extrémité proximale des os longs de l'avant bras à la surface articulaire distale de humérus. La surface humérale est convexe dans le sens crânio-caudal et est plus étendue du côté crânial et comprend chez le chien une large trochlée. La surface antébrachiale formée par le radius et l'ulna s'adapte exactement à la précédente. Elle est fortement concave dans le sens crânio-caudal et remonte plus haut caudalement. A la gorge de la trochlée répond un relief qui commence à la saillie du processus anconé de l'olécrâne et se termine au processus coronoïde : l'incisure trochléaire. Chez le chien, la surface articulaire du radius n'est plus circulaire, son bord médial se relève pour participer à la constitution de l'incisure trochléaire et du processus coronoïde médial [4].

Le coude constitue donc une charnière parfaite spécialisée dans les mouvements opposés de flexion et d'extension [49]. Des mouvements de latéralité sont possibles mais ils sont toujours discrets et s'effectuent dans certaines positions [4].

(c) Le carpe

Les articulations du carpe sont multiples et appartiennent toutes à la classe des articulations synoviales. Elles unissent les os du carpe entre eux ainsi qu'à l'extrémité distale de l'avant-bras et au métacarpe. On distingue les articulations extrinsèques dans lesquelles on trouve l'articulation antébrachio-carpienne et l'articulation carpométacarpienne, et les articulations intrinsèques regroupant les articulations intercarpiennes et l'articulation médio-carpienne [4].

L'articulation antébrachio-carpienne est une jointure condylienne ou charnière imparfaite qui unit le carpe aux os longs de l'avant-bras. La surface antébrachiale appartient

presque entièrement au radius et correspond à une cavité peu profonde à grand axe transversal. La surface carpienne est formée par tous les os de la rangée proximale, elle constitue un fort relief condyloïde à grand axe transversal et dont les extrémités se dépriment chez les carnivores. Le déplacement de la rangée proximale des os du carpe sur les surfaces antébrachiales entraîne l'ensemble de la « main ». Les mouvements de cette articulation ont donc la plus grande importance et sont complétés par ceux de l'interligne médio-carpien. En effet, l'articulation médio-carpienne met en rapport les 2 rangées des os du carpe, elle présente dans sa surface proximale trois cavités glénoïdales relativement profondes et bien délimitées chez les carnivores auxquelles répondent trois reliefs condyloïdes de la rangée distale. Les articulations antébrachio-carpienne et médio-carpienne ont donc un rôle de charnière permettant de réaliser des mouvements de flexion et d'extension. Il s'y ajoute également des mouvements d'abduction et d'adduction beaucoup moins amples chez les carnivores que chez l'homme [4] [49].

Les articulations intercarpiennes proximales et distales sont petites et planiformes, elles maintiennent en contact les os d'une même rangée du carpe. Par la multiplicité des pièces et des arthrodies, le carpe joue un rôle d'amortissement et donne une remarquable souplesse au fonctionnement de la « main ». L'articulation carpo-métacarpienne unit les os de la rangée distale du carpe à l'extrémité proximale, les surfaces articulaires sont formées de facettes planiformes ou onduleuses. Cette articulation présente une très faible mobilité et autorise essentiellement de légers glissements [4].

En résumé le carpe présente des mouvements de flexion et d'extension ainsi que des mouvements d'abduction et d'adduction. Newton définit ces derniers comme étant des mouvements de déviation radiale ou ulnaire [49].

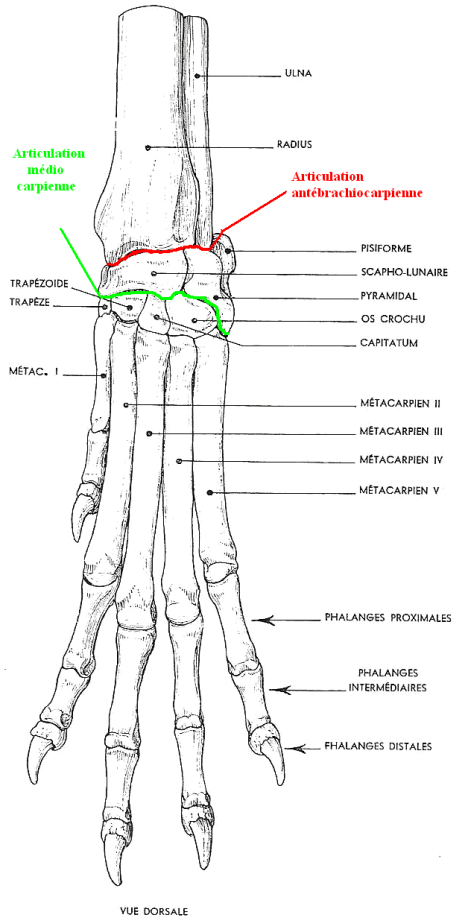


Figure 3 : Vue dorsale du carpe du chien, d'après [4].

(d) La hanche

L'articulation de la hanche est une articulation synoviale de type sphéroïde. L'os coxal porte sur sa partie moyenne l'acétabulum cavité formée par les trois os de la ceinture pelvienne. Cette cavité est large et profonde ; elle représente un segment de type sphéroïde creux qui regarde ventro-latéralement. A cette cavité, s'oppose la tête articulaire sphéroïdale du fémur, portée par un col plus distinct chez les carnivores. Tournée légèrement en direction dorso-crâniale, cette éminence présente une courbure crânio-caudale plus marquée que la courbure transverse [4]. Cette articulation de type sphéroïde permet en principe les mouvements les plus amples et les plus variés. Néanmoins, on constate dans la plupart des espèces une spécialisation plus ou moins marquée dans les mouvements de flexion et d'extension. Des mouvements d'adduction et d'abduction sont également présents au niveau de cette articulation [49]. La circumduction existe également au niveau de la hanche mais ne décrit pas un cône ouvert comme dans l'espèce humaine. Enfin, la rotation n'est possible dans l'espèce canine que dans la demi-flexion du membre [4] [58].

(e) Le genou

L'articulation du genou ou fémoro-tibio-patellaire est souvent qualifiée en France d'articulation du grasset chez les mammifères domestiques. Elle est fort complexe et comporte en réalité deux parties étroitement solidaires : l'articulation fémoro-patellaire qui assure la coaptation de la rotule sur la trochlée du fémur et l'articulation fémoro-tibiale qui oppose aux condyles de ce dernier os, l'extrémité proximale du tibia. Ces deux parties fonctionnent de façon exactement complémentaire et entretiennent des connexions si étroites qu'il est préférable de considérer l'ensemble comme une articulation synoviale composée de type condylaire ou charnière imparfaite [4].

Les mouvements de l'articulation fémoro-patellaire sont limités à la flexion-extension. Lors de la flexion du genou, la patella glisse distalement le long de la trochlée ; lors de l'extension, elle remonte. Les mouvements de l'articulation fémoro-tibiale sont plus complexes. Dans le plan sagittal, on trouve les mouvements de flexion et d'extension alors que les mouvements sont très limités dans le plan frontal (abduction, adduction). Par contre, il ne faut pas négliger les mouvements dans le plan horizontal bien qu'ils soient de faible amplitude : rotation externe et interne du tibia par rapport au fémur. On distingue ainsi la rotation passive physiologique liée à l'asymétrie des surfaces articulaires et la rotation active, volontaire ou réflexe due à l'action des muscles [4] [58].

(f) Le tarse

Comme celles du carpe, les articulations du tarse sont multiples et de type synovial. Elles constituent la base de la région de la cheville chez l'homme, du jarret chez les mammifères domestiques. On distingue également les articulations extrinsèques, comprenant l'articulation cruro-tarsienne et les articulations tarso-métatarsiennes, ainsi que les articulations intrinsèques, c'est-à-dire intertarsiennes et médio-tarsiennes.

L'articulation cruro-tarsienne est une articulation synoviale du type trochléaire qui unit l'extrèmité distale des deux os longs de la jambe à la rangée proximale des os du tarse et principalement au talus. La surface articulaire de la jambe est presque entièrement occupée par la cochlée tibiale qui présente deux gorges parallèles séparées par un relief médian. La surface articulaire tarsienne est portée entièrement ou presque par le talus. Elle présente ainsi une trochlée formée d'une gorge qui reçoit le relief intermédiaire du tibia et de deux lèvres parallèles répondant aux gorges de cet os. L'ensemble de la poulie talienne est régulièrement

convexe dans le sens proximo-distal ; il est toujours nettement plus étendu dans ce sens que la concavité de la cochlée tibiale. Cette articulation cruro-tarsienne est une charnière parfaite qui présente essentiellement des mouvements de flexion et d'extension [4]. Néanmoins, chez les carnivores, le talus présente une tête condylaire répondant à l'os naviculaire entraînant la possibilité de mouvements latéraux (abduction et adduction) et rotatoires (faibles) du pied [58].

L'articulation talo-calcanéenne est en fait constituée de trois articulations synoviales. Le déplacement du calcaneus sur le talus produit des mouvements d'abduction, d'adduction et de rotation du pied de faible amplitude [4].

Les articulations médio-tarsiennes sont larges et planes. Chez les carnivores, la jonction médio-tarsienne permet des mouvements appréciables bien que de faible amplitude. A la flexion et à l'extension s'ajoutent quelques mouvements de latéralité. De plus, la mobilité présente entre les deux os de la rangée proximale, le calcanéus entraînant l'os cuboïde, peut provoquer une rotation de la rangée tarsienne distale sur la tête du talus.[4]

Les articulations inter-tarsiennes proximales et distales sont des arthrodies, c'est-à-dire des articulations synoviales à petites facettes articulaires planes [58]. Ces articulations autorisent de faibles glissements et interviennent essentiellement dans l'amortissement des réactions tarsiennes [4]. De même, les articulations tarso-métatarsiennes sont des articulations planiformes ou onduleuses à peu près transversales. Les mouvements se réduisent à de légers glissements pouvant ébaucher une flexion ou une extension [4].

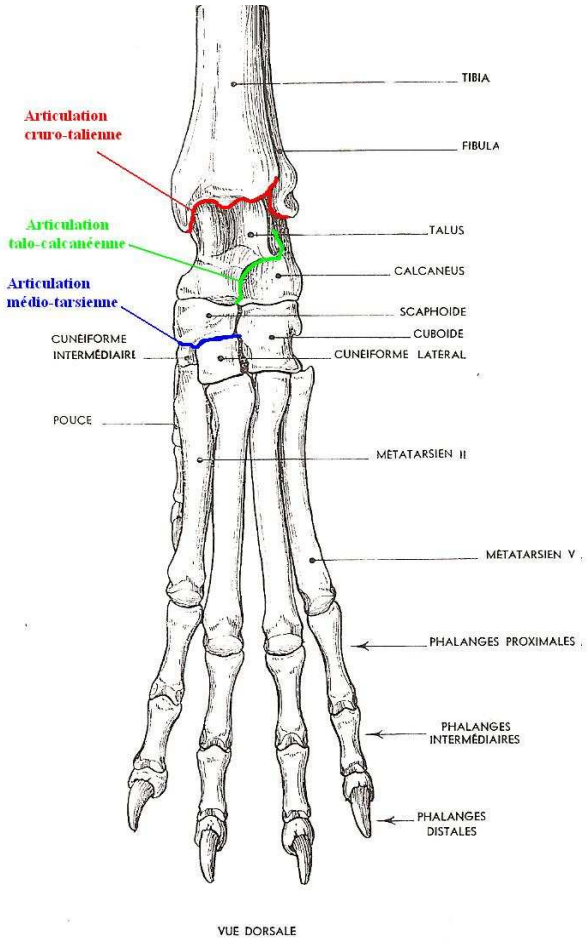


Figure 4 : Vue latérale du tarse du chien, d'après [4].

(g) Conclusion

L'ensemble des différentes articulations des membres est animé essentiellement de mouvements de flexion et d'extension permettant le déplacement de l'animal. Il existe également des mouvements complémentaires notamment les mouvements de rotations, d'abduction et d'adduction au niveau de certaines articulations, ces mouvements bien qu'étant décrits comme ayant des amplitudes plus réduites semblent néanmoins essentiels au bon déroulement de la locomotion puisqu'ils évitent entre autre la rencontre de deux segments osseux adjacents et augmentent par conséquent les amplitudes de flexion. On note également que les articulations distales comme le carpe et le tarse sont constituées d'une multitude de petits os à surface plane jouant essentiellement un rôle d'amortissement.

(2) Angles physiologiques pour un chien en station de bout.

Il est toujours intéressant et informatif d'observer les aplombs d'un chien en station debout afin de déceler d'éventuels défauts d'angulations liés à l'existence d'une pathologie orthopédique. Cette évaluation se fait à l'œil nu et ne nécessite pas de mesures goniométriques pour un vétérinaire praticien confirmé. Les valeurs recueillies dans la littérature sont donc données à titre indicatif, car il existe une grande variabilité suivant la race, l'âge et la conformation de l'animal. Il serait intéressant d'ailleurs de réaliser une base de données pour chaque race.

Ainsi dans un premier article [64], les valeurs angulaires normales d'un chien en station debout sont de 105° pour l'épaule et de 140° pour le coude.

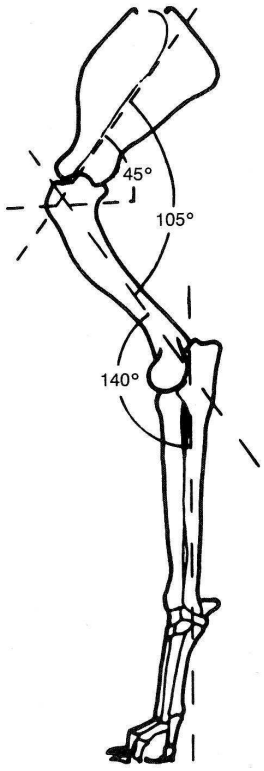


Figure 5: Schéma des angles du membre antérieur d'un chien en station debout, d'après [64]

Selon le même auteur [65], les valeurs des angles d'un chien en station debout sont de 110° pour le bassin, 140° pour le grasset et 150° pour le jarret.

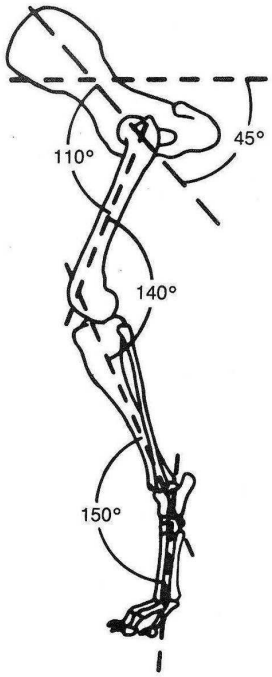


Figure 6: Schéma des angles du membre postérieur d'un chien en station debout, d'après [65].

Une autre étude réalisée par Mann et ses collaborateurs s'est également intéressée à la valeur des angles articulaires du membre pelvien sur des chiens en station debout [42]. Ils ont d'abord réalisé des mesures sur treize chiens en station debout.

Articulation	Moyenne et écart
Jarret	140 +/- 6
Grasset	142 +/- 6
Hanche	108 +/- 8

Tableau 1 : Moyennes et écarts (en degrés) des angles de 13 chiens en station debout, d'après [42].

La valeur des angles articulaires en station debout est en accord avec les valeurs fournies dans les articles de Summer-Smith [65]. Les angles du grasset et de la hanche sont respectivement de 140° et de 110°. Par contre, la valeur de l'angle du jarret est plus grande que celle rapportée dans l'article de Summer-Smith [65]. Cette différence peut s'expliquer par la petite taille de l'échantillon de l'étude de Mann et par l'inclusion d'un chien de type chow chow caractérisée par des jarrets « droits ».

Dans son étude, deux bergers allemands sans problèmes orthopédiques ont également été mesurés en station debout.

Chiens N°	Jarret		Grasset		Hanche	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
1	128	120	132	131	107	102
2	124	133	124	136	100	105

Tableau 2 : Angles du jarret, du grasset et de la hanche de 2 bergers allemands sains en station debout, d'après [42].

Les valeurs des angles du jarret et du grasset sont inférieures aux valeurs moyennes déjà calculées dans cette étude, les angles de la hanche entrent dans les moyennes. Néanmoins, il est étonnant de trouver des valeurs angulaires différentes entre les articulations des 2 membres controlatéraux du même chien, l'auteur n'explique pas cette différence.

Ainsi, les variations dues à la race doivent être prises en considération quant à l'application des valeurs établies sur des chiens en station debout, en pratique, il peut être également intéressant de mesurer ces angles sur un chien possédant une pathologie articulaire afin de comparer la valeur de l'articulation controlatérale saine avec celle atteinte.

(3) Amplitude articulaire

Dans cet article [49], l'auteur étudie l'amplitude angulaire des différentes articulations appendiculaires à savoir l'épaule, le coude, le carpe, la hanche, le genou et le tarse. Il étudie principalement la flexion-extension de chaque membre mais recherche également les valeurs d'amplitude concernant l'abduction-adduction et la suppination-pronation suivant les articulations. Sa technique de mesure est toujours la même, quelque soit l'articulation et la mise en position étudiées.

Par exemple pour la flexion-extension , l'auteur définit une position de départ à 0° (A) pour laquelle le bras est disposé perpendiculairement à une ligne passant par l'épine scapulaire, il détermine ensuite un point B correspondant à la position du membre en flexion et un point C correspondant à la position du membre en extension. Il détermine ainsi l'amplitude de flexion (A-B) et l'amplitude d'extension (A-C).

Cette méthode est appliquée pour toutes les mesures d'amplitude angulaire réalisées sur 10 chiens de races croisés mais également sur des chats [49]. A chaque fois l'auteur définit une position de départ (en général perpendiculaire au segment osseux proximal ou dans le prolongement)

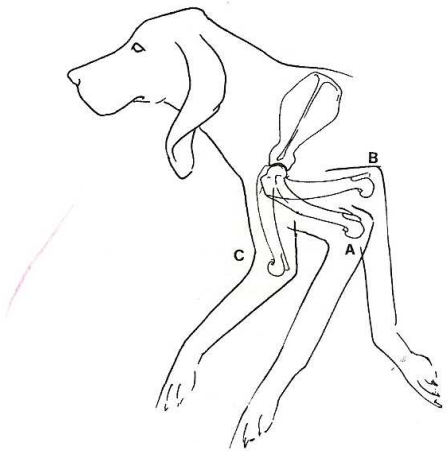


Figure 7 : Exemple des mesures de flexion et d'extension de l'épaule d'après [49], A : position de départ. B : position du membre en flexion. C : position du membre en extension.

Articulation	Position	Amplitude (degrés)
		Chien
Epaule	Flexion	60-70
	Extension	65-75
	Adduction	40-50
	Abduction	40-50
	rotation interne	40-50
	rotation externe	40-50
Coude	Flexion	70-75
	Extension	70-75
Carpe	Déviation ulnaire	15-20
	Déviation radiale	15-20
	Flexion	155-160
	Extension	20-30
	Supination	80-90
	Pronation	40-50
Hanche	Flexion	70-80
	Extension	80-90
	Abduction	70-80
	Adduction	30-40
	rotation interne	50-60
	rotation externe	80-90
Genou	Flexion	65-75
	Extension	65-75
	Hyper extension	0
Tarse	Flexion	65-75
	Extension	90-110
	Inversion	40-50
	Eversion	40-50

Tableau 3 : Amplitude articulaire moyenne obtenue à partir de 10 chiens d'après [49].

Cette étude permet de se faire une idée assez large de la mobilité articulaire sur des chiens sains statiques. On remarque déjà l'importance de la mobilité dans le plan sagittal existant au niveau du carpe et du tarse, cette étude confirme également la diversité des mouvements rencontrés au niveau de l'épaule et de la hanche. Elle montre le rôle charnière joué par le coude et le genou qui présentent essentiellement des mouvements de flexion et d'extension. L'auteur précise d'ailleurs que la présence d'un mouvement d'hyper extension au niveau de ces 2 articulations est anormale. Son travail permet également de confirmer l'existence de mouvements latéraux au niveau du tarse et du carpe.

Concernant sa technique de mesure, elle nous semble peu reproductible en pratique. D'une part, l'auteur ne précise pas les repères osseux qu'il a utilisés pour mesurer les angles articulaires, d'autre part, elle nécessite une mise en position du membre correspondant à la position à zéro degré qui peut déjà être une source d'erreurs. De plus, il semble plus facile et plus intéressant d'avoir la valeur de l'amplitude générale de l'articulation.

Cette étude donne la valeur des amplitudes de tous les mouvements articulaires sur chiens statiques, mais celles-ci peuvent également être étudiées lors de la marche ou du trot grâce à des techniques dites d'analyse cinématique, permettant de suivre les mouvements articulaires au cours de différentes allures et d'observer éventuellement l'impact d'une

pathologie concernant un membre sur l'amplitude des mouvements des différentes articulations.

(4) Mesures goniométriques manuelles du membre pelvien.

Dans cette étude [42], Mann et ses collaborateurs décrivent les repères et les techniques utilisées afin de mesurer les trois articulations du membre pelvien du chien. Comme nous l'avons déjà vu, ils ont mesuré les angles sur les chiens en station debout mais ils ont également relevé la valeur des angles des articulations en flexion, en extension, en abduction, en adduction, en rotation interne ou externe sur des chiens anesthésiés. Ils ont également mesuré l'amplitude de chaque articulation. Le but de cette expérience était de montrer que la technique de mesure était reproductible et que la sédation était une alternative intéressante afin d'obtenir des mesures fiables.

(a) Méthodes

Dix sept chiens adultes de différentes races de 20 à 30 kg sont utilisés dans cette étude après un examen orthopédique complet et des clichés radiographiques afin de confirmer l'absence de pathologies articulaires au niveau des membres pelviens. Tous les chiens étaient ensuite anesthésiés à l'aide de thiopental puis l'anesthésie était poursuivie sous relais gazeux de méthoxyflurane et d'oxygène.

Les mesures goniométriques étaient réalisées grâce aux repères définis préalablement. Chaque repère était désigné par une lettre comme sur le schéma suivant : articulation métatarso-phalangienne latéral (A), malléole fibulaire (B), épicondyle fémoral latéral (C), sommet du grand trochanter (D), épine iliaque cranio-dorsal (E), tubérosité ischiatique (F).

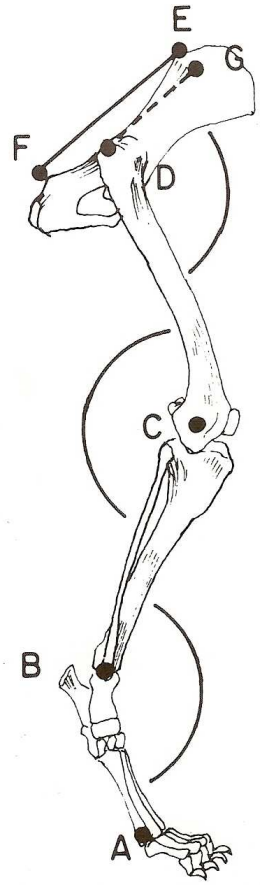


Figure 8 : Repères osseux utilisés pour mesurer les angles du tarse (CBA), du genou (DCB) et de la hanche (GDC) d'après [42].

Le pivot du goniomètre était placé au dessus du repère de l'articulation à mesurer tandis que les bras proximal et distal sont pointés en direction du repère proximal et distal. La hanche a la particularité de ne pas posséder de repère palpable vers lequel le bras proximal pourrait être dirigé dans un plan parallèle au bassin. Ainsi, le bras proximal était positionné parallèlement à la droite (EF) avec le pivot placé sur D. L'angle du jarret est représenté par l'angle CBA, l'angle du genou par l'angle DCB et l'angle de la hanche GDC.

L'ensemble des articulations du membre pelvien était mesuré en flexion et en extension, par contre, la hanche était également mesurée en abduction/adduction ainsi qu'en rotation interne/externe. Chaque articulation était mise en extension maximale puis en flexion maximale et la valeur des angles était relevée. L'amplitude articulaire était alors obtenue en soustrayant l'angle de flexion à l'angle d'extension.

Par ailleurs, les mesures d'abduction/adduction étaient réalisées sur animal en décubitus latéral de telle sorte que les tubérosités ischiatiques forment une ligne perpendiculaire à la table. Le membre pelvien étant en extension, le bras proximal du goniomètre était positionné parallèlement à la table et le pivot se situait au niveau de l'articulation coxo-fémorale. Le bras distal du goniomètre était placé parallèlement à l'axe du fémur et en direction du genou. La valeur de l'angle de la hanche en abduction était ensuite mesurée. Concernant l'adduction, le bras proximal était positionné à la face caudale de l'animal et parallèlement à la ligne formée par les tubérosités ischiatiques. Le bras distal était positionné parallèlement à l'axe du fémur, le membre étant en adduction complète. La mesure de l'adduction nécessitait le positionnement du ventre du chien au niveau du coin de la table. Les mêmes mesures étaient réalisées avec le membre en flexion. L'amplitude articulaire était calculée en ajoutant 90° à l'angle d'abduction puis en y soustrayant l'angle d'adduction.

Les mesures de rotation externe et interne étaient réalisées sur un chien en décubitus dorsal et selon la même technique développée par Newton [49]. Le grasset du membre à mesurer était fléchi et le membre était positionné de sorte que la ligne entre la patella et l'articulation coxofémorale fût perpendiculaire à la table. Le membre opposé était alors tiré caudalement comme lors de radiographie ventrodorsale du bassin. Le pivot du goniomètre était placé au dessus de la patella et le bras proximal était dirigé caudalement et parallèlement à l'axe central du corps. Le bras distal était positionné parallèlement au tibia pour mesurer les angles de rotation interne et externe quand la hanche subissait des rotations internes et externes maximales. L'amplitude articulaire était calculée par addition des angles de rotation interne et externe.

Les 2 membres de chaque chien étaient mesurés aboutissant à 34 valeurs pour chaque angle mesuré et pour chaque amplitude articulaire. Ces mesures étaient de nouveau réalisées une semaine puis deux semaines puis quatre semaines après les premières mesures. Ces mesures étaient effectuées sur 8 chiens de la première expérimentation, tranquillisés à l'aide d'acépromazine et de morphine.

(b) Résultats

Les moyennes et les écarts étaient calculés pour chaque angle et pour chaque amplitude articulaire. L'ensemble des résultats était présenté sous forme de tableaux.

Positions	Jarret	Grasset	Hanche
Extension Flexion Amplitude	175 +/- 3 40 +/- 8 134 +/- 8	172 +/- 4 28 +/- 6 143 +/- 7	164 +/- 7 46 +/- 10 118 +/- 10
Abduction (extension) Adduction (extension) Amplitude			85 +/- 9 63 +/- 6 112 +/- 10
Abduction (flexion) Adduction (Flexion) Amplitude			118 + /- 8 64 +/- 8 144 +/- 13
Rotation externe Rotation interne Amplitude			55 +/- 9 50 +/- 6 105 +/- 13

Tableau 4 : Moyennes et écarts (degrés) de 34 jarrets, grassets et hanches mesurés sous anesthésie générale et dans différentes positions, d'après [42].

(c) Discussion

Cette étude apporte une technique de mesure des angles totalement différente des travaux de Newton [49] notamment pour la mesure des angles de flexion/extension des trois articulations mais également pour la mesure des angles d'abduction/adduction de la hanche. Elle permet d'une part d'avoir accès à deux types d'abduction et d'adduction de la hanche : l'un avec le grasset et le jarret en extension et l'autre avec le grasset et le jarret en flexion. Ainsi, la flexion du genou et du tarse autorise une plus grande abduction. D'autre part, l'ensemble des techniques utilisées pour mesurer les angles articulaires et pour calculer les amplitudes articulaires est plus reproductible dans la pratique que la technique développée par Newton [49]. De plus, les amplitudes articulaires fournies sont plus facilement exploitables que celles données par Newton.

Par ailleurs, l'auteur insiste sur le fait que des pathologies articulaires ou péri articulaires peuvent entraîner une diminution de l'amplitude articulaire. De même, certaines pathologies comme une atrophie des muscles fessiers caudaux ou une rupture du tendon calcanéen peuvent entraîner une augmentation de l'amplitude articulaire à la manipulation.
Les animaux présentant une douleur pathologique ou post chirurgicale résisteront lors des manipulations pour la mesure des angles articulaires. L'analgésie et l'anesthésie sont donc une alternative intéressante afin d'éviter ces désagréments. Ainsi, l'auteur a également comparé les valeurs des angles mesurés sur des chiens sous anesthésie générale ou sous sédation; l'étude révèle ainsi qu'il n'existe aucunes différences entre les valeurs et que la sédation est intéressante dans le cadre de recherches goniométriques sur des chiens agités ou douloureux car elle possède l'avantage d'être réversible.

(5) Conclusion

La mesure goniomètrique manuelle des angles en station debout et des amplitudes articulaires est une technique simple qui peut apporter des renseignements complémentaires au clinicien. Néanmoins, ces études ont permis de noter l'hétérogénéité des valeurs angulaires due à la variabilité de l'architecture osseuse des différentes races de chiens, l'établissement de normes ne peut donc se réaliser que pour une race donnée. Cette partie a permis de montrer que la goniomètrie est également une technique reproductible dés lors que les repères osseux utilisés et la méthodologie sont clairement explicités et que la technique a été validée.
Par sa simplicité et sa reproductibilité, la goniomètrie manuelle est donc utilisable dans bien des domaines.

b) Utilisations en médecine canine

(1) Applications diagnostiques

(a) Dépistage de la dysplasie de la hanche

Le goniomètre peut être utilisé dans le dépistage radiographique des dysplasies de la hanche.

Le cliché radiographique est réalisé à partir d'une vue ventro-dorsale, le chien étant positionné sur le dos. Les membres postérieurs sont tirés vers l'arrière jusqu'à l'extension complète du grasset et du jarret puis mis en adduction de sorte que les 2 fémurs soient parallèles entre eux. On réalise ensuite une légère rotation médiale des fémurs afin de centrer dorsalement les patellas. La difficulté est d'éviter la rotation du bassin ce qui nécessite en général la sédation de l'animal. [60] [25].

Ainsi, la radiographie permet dans un premier temps d'estimer l'incongruence articulaire par l'étude de la largeur de l'espace inter articulaire, d'apprécier l'aspect des différentes structures de l'acétabulum, de la tête et du col fémoral. La radiographie permet également d'apprécier une éventuelle subluxation et d'objectiver la présence d'arthrose.
La détermination de l'angle de Norberg –Olsson complète dans un second temps l'examen des différents éléments cités. Cet angle permet d'évaluer la relation entre le centre de la tête fémorale et le rebord acétabulaire cranio-dorsal. Il reflète donc le degré de subluxation de la tête fémorale par rapport au cotyle ainsi que la qualité du recouvrement acétabulaire crânial de la tête fémorale. Cet angle se mesure sur les incidences ventro-dorsales du bassin. Il convient d'identifier le centre des têtes fémorales puis l'angle est matérialisé par le segment de droite qui rejoint le centre des têtes fémorales et la demi-droite partant du centre de la tête fémorale et qui est tangente au rebord acétabulaire crânial du côté correspondant.
En l'absence de dysplasie, cet angle mesuré à l'aide du goniomètre est égal ou supérieur à la valeur seuil de 105°. Dans le cas de dysplasie de la hanche, le centre de la tête fémorale a tendance à s'écarter latéralement, l'angle de Norberg-Olsson devenant inférieur à 105° [50] [60] [25].
La valeur de l'angle permettra ainsi une classification de la dysplasie selon une échelle qui va de A à E. (A : absence de dysplasie, B : absence de dysplasie, conformation imparfaite, C : dysplasie discrète, D : dysplasie modérée, E : dysplasie sévère)

Dysplasie	A-B	B-C	C-D	E
Angle de Norberg Olsson	> 105°	100 à 105°	90 à 100°	<90°

Tableau 5 : Classification des dypslasies selon la valeur de l'angle de Norberg-Olsson, d'après [59].

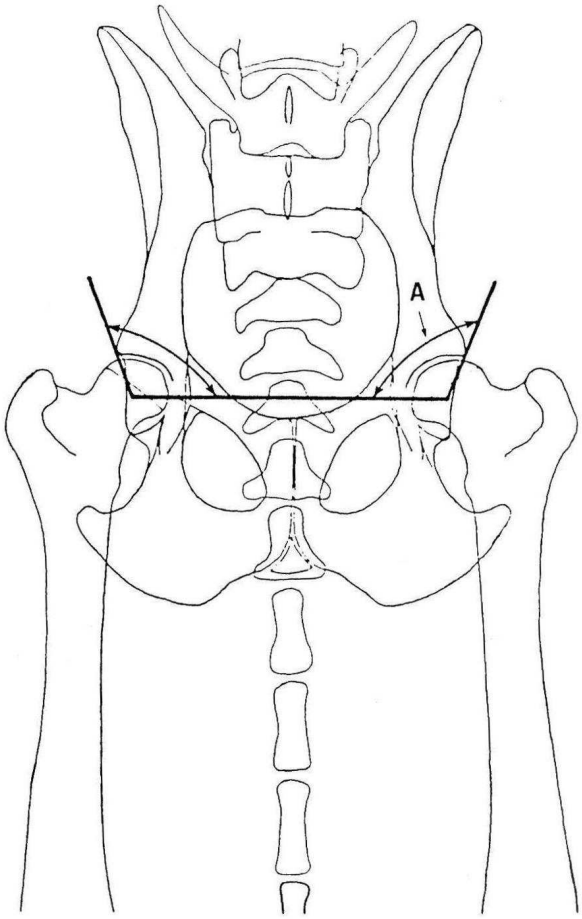


Figure 9: Représentation schématique du calcul de l'angle de Norberg Olson, d'après [60].

(b) Diagnostic de l'instabilité médiale de l'épaule [13].

Cette technique n'a pas encore trouver d'utilisations courantes en pratique mais elle montre la puissance diagnostique de la goniomètrie manuelle par rapport à des techniques plus invasives.

Ainsi, le but de cette expérience réalisée récemment par James L Cook et ses collaborateurs a pour but de comparer les angles d'abduction entre les épaules saines et les épaules atteintes d'instabilité. Ces angles sont mesurés manuellement mais également à l'aide d'un analyseur d'image digitale.

Ils ont déterminé un groupe atteint d'instabilité de l'épaule et un groupe indemne en recueillant les commémoratifs propres à chaque animal afin d'avoir des échantillons hétérogènes. Les animaux sont ensuite tranquillisés à l'aide de morphine, de xylazine et d'atropine. L'animal est placé en décubitus latéral et le manipulateur maintient le membre antérieur en extension et en abduction dans les limites physiologiques. La position d'un des

bras du goniomètre est adjacente et parallèle au squelette axial de sorte que le centre de rotation du goniomètre se situe au niveau de l'articulation de l'épaule et que l'autre bras du goniomètre se prolonge dans l'axe de l'humérus au contact de la peau. Le manipulateur saisit à l'aide de son pouce et de son index l'acromion et exerce une légère pression afin de limiter les mouvements de la scapula. Trois manipulateurs réalisent chacun trois mesures d'angle de l'épaule et, à chaque fois, une image digitale est prise afin de réaliser une mesure angulaire par un ordinateur.

Cook et ses collaborateurs ont ainsi montré que la mesure goniomètrique manuelle des angles de l'épaule en abduction fournit des données objectives dans le diagnostic d'instabilité médiale de l'épaule. Les épaules atteintes d'instabilité mise en évidence cliniquement et par arthroscopie ont des angles d'abduction significativement plus importants que les épaules indemnes. De plus, ils ont montré qu'il existe une forte ($r = 0,9$, $p < 0,001$) corrélation entre les mesures manuelles et celles assistées par ordinateur. La goniomètrie est donc un outil complémentaire intéressant permettant de diagnostiquer l'instabilité de l'épaule et de juger la sévérité de la lésion.

(2) Evaluation et suivi des traitements

(a) Applications en physiothérapie

La physiothérapie ou la rééducation physique est une discipline en pleine expansion ; elle permet en effet de restaurer, de maintenir ou d'améliorer les fonctions optimales, les aptitudes physiques et la qualité de vie en relation avec la locomotion. Ainsi, chez le chien, elle peut être incluse dans le suivi de chiens pendant la convalescence d'un traitement chirurgicale, dans le suivi d'un programme d'amincissement, dans le renforcement musculaire et dans la gestion de maladies chroniques comme l'arthrose ou les myélopathies dégénératives [39].

- Suivi de l'efficacité d'une thérapie à l'aide des mesures goniomètriques manuelles

La goniométrie est également utile afin d'évaluer l'efficacité de traitements non invasifs, ainsi, Dhalberg et al. [17], ont étudié les effets de la thérapie par onde de choc sur la gonarthrose consécutive en général à une rupture du ligament croisé même si elle a été traitée chirurgicalement. Ils ont ainsi défini 2 groupes de chiens, l'un étant traité par onde de choc et l'autre étant sous un traitement placebo. La mesure de l'amplitude articulaire du genou sur chiens vigiles et à différentes périodes du traitement a permis de montrer l'amélioration du groupe traité par rapport au groupe « placebo ». La thérapie par onde de choc est donc une alternative intéressante au traitement anti-inflammatoire ulcérogène car elle permet également une diminution de la douleur liée à l'arthrose ainsi qu'une augmentation de la mobilité articulaire.

L'évaluation de la mobilité passive après une séance de rééducation est encore peu rapportée dans la bibliographie. Pourtant la mesure manuelle des angles de l'articulation convalescente peut permettre un suivi rapide et simple de l'évolution de la mobilité du membre tout au long de la rééducation.
Cette technique de mesure des angles a notamment été utilisée à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon lors des différentes séances de physiothérapie d'un chien présentant une ankylose du membre postérieur droit consécutive à une immobilisation post opératoire prolongée. Lors de l'examen clinique, on notait :

- ✓ Une amyotrophie du muscle fessier superficiel et du muscle fessier profond, du muscle vaste latéral et du muscle droit de la cuisse
- ✓ Des points de contracture présents au niveau du muscle ilio-psoas, du muscle tenseur du fascia lata, du biceps fémoral
- ✓ Une fibrose importante dans la partie proximale du grasset
- ✓ Des plaies profondes au niveau de la partie distale du tendon du gastrocnémien, au niveau de la pointe du calcanéum et au niveau des muscles fléchisseurs des doigts

Photographie 3 : Ankylose importante du membre postérieur droit avec suppression d'appui, à noter l'amyotrophie de la cuisse.

On constate ainsi que la mise en flexion prolongée du membre pelvien a entraîné des contractures au niveau du système fléchisseur et une amyotrophie du système extenseur de la hanche et du genou.
Il s'agissait donc, au cours des exercices de physiothérapie réalisés en collaboration avec le docteur SAWAYA, de diminuer la douleur au niveau des points de contracture, de réveiller les muscles atrophiés et de lutter contre la fibrose se mettant en place. Ce travail a été essentiellement réalisé sur le grasset du fait de la présence des plaies dans la région du jarret.
Ces séances contenaient différents exercices à savoir :

- des massages du biceps fémoral et du muscle tenseur du fascia lata avec application d'un baume homéopathique, ceux-ci étant poursuivis durant toute la période de rééducation fonctionnelle en les adaptant à la nature de l'affection en cause et à son évolution. Ils permettent également de mettre en évidence les adhérences, les nodules de contracture, les contractures localisées dans un muscle, les tendons et les périostes surmenés.
- des mobilisations passives du grasset par des mouvements de flexion et d'extension. Les exercices passifs sont réalisés à raison de dix à quinze mouvements après l'ultrasonothérapie et l'électrostimulation, deux à trois fois par jour. Les réactions et les attitudes de l'animal sont observées durant toute la durée de la réalisation des mouvements. Cela permet de détecter des signes de douleur et d'adapter, voire d'arrêter les exercices.
- la thermothérapie : l'application superficielle de chaleur permet de mieux détendre les fibres musculaires, tendineuses et ligamentaires en accompagnement du massage thérapeutique [62]. Elle est réalisée à l'aide de « hot packs » qui contiennent un gel chauffé préalablement.

- l'ultrasonothérapie, application quotidienne afin de profiter des effets antalgiques, fibrinolytiques, vasodilatateurs, myorelaxants [62]. Elle a donc eu une action globale sur les différents problèmes rencontrés au niveau du grasset. La présence d'une plaie au niveau du grasset au début de la rééducation a nécessité de travailler à de faibles puissances (0,5 W/cm²) et en mode alternatif afin de lutter contre la fibrose. L'ultrasonothérapie a également été utilisée sur le muscle tenseur du fascia lata, vaste latéral et ilio-psoas à une puissance de 0,7 à 1 W/cm². L'application a été réalisée pendant 5 à 8 minutes en mode biphasé avec des fréquences de 1 MHz ou de 3 MHz en préambule des autres exercices.

Photographie 4 : Application d'ultrasons sur la région fibrosée du grasset {Crédit S.Sawaya} .

- l'électrostimulation : suivant les fréquences appliquées, l'électrostimulation a deux propriétés, une antalgique appelée électrostimulation antalgique transcutanée et une propriété de renforcement musculaire appelée électromyostimulation.

- **L'électrostimulation antalgique transcutanée [62]**

On parle de TENS *(Transcutaneal Electric Nerve Stimulation)* : avec des électrodes placées sur la peau, on stimule le système nerveux périphérique dans le but d'atténuer la douleur. Dans le cadre de la rééducation de notre chien la principale propriété utilisée est l'inhibition sensitive segmentaire dont le principe réside dans la théorie du *« gate control »* : la stimulation périphérique des fibres de grand diamètre (Aα et Aβ) inhibe, au niveau de la corne dorsale de la moelle épinière, la transmission des influx nociceptifs véhiculés par les fibres de petit calibre (Aδ et C). L'effet est rapide et localisé, indiqué pour les douleurs aiguës. Le courant utilisé est un courant bipolaire de basse fréquence (50 à 200 Hz), à impulsions de durée brève (entre 60 et 250 µs), à front raide et de faible intensité : en dessous du seuil de contraction musculaire.

Chaque séance dure 10 à 15 minutes et consiste à appliquer sur la peau tondue et recouverte de gel des petites électrodes placées de part et d'autre de la lésion, ou sur le trajet superficiel du nerf spinal, ou sur la masse du muscle douloureux.

- **L'électromyostimulation [62]**

Le principal traitement utilisé est une élecrostimulation destinée à réveiller le muscle notamment le muscle vaste latéral. Le traitement d'électrostimulation musculaire doit s'adapter à l'état du muscle au début du traitement. Le renforcement du muscle à proprement

parler doit donc être précédé de phases de réveil qui vont permettre une meilleure réponse à la stimulation.
Le courant utilisé est un courant de type alternatif de fréquence variant de 1 à 10 Hz. Les périodes de travail peuvent être réparties sur dix secondes, avec une rampe d'établissement et de chute du courant de deux secondes chacune. Le temps de repos dure de trois à cinq secondes.
Cette phase de réveil musculaire a été utilisée seule pendant une période de 1 mois et demi, puis elle a été couplée à une phase de renforcement musculaire quand il a été possible d'obtenir des contractions tétanisantes. Dans ce cas, les courants dont alternatifs bipolaires, la fréquence variant de 20 à 60 Hz. Le temps de travail est de 5 secondes, la période de repos est de 6 secondes.
Les stimulations peuvent être isométriques ou dynamiques. Dans le premier cas, le muscle se contracte sans qu'il y ait déplacement du segment articulaire correspondant. Ce type de travail a surtout pour but de lutter contre l'amyotrophie des muscles du ou des membres immobilisés. Son inconvénient est qu'il ne permet d'augmenter la force que sur le degré articulaire où le travail est effectué.
En revanche, le travail dynamique augmente la force de contraction musculaire : ce type de contraction est associé à un déplacement des segments articulaires.
Dans le cadre de l'électromyostimulation, une des électrodes doit être placée sur le point moteur (ce sera l'anode dans le cas d'un travail en mode monopolaire actif. En mode bipolaire, la différenciation de l'anode et de la cathode ne présente pas d'intérêt). L'autre électrode est placée sur le corps charnu du muscle. Mais il est possible de stimuler simultanément un groupe musculaire en plaçant les électrodes sur le trajet d'un nerf : tous les muscles innervés par ce nerf vont alors se contracter.

Photographie 5 : Positionnement des électrodes lors des séances d'électrothérapie, { Crédit S.Sawaya}

L'ensemble des données goniométriques a été synthétisé sous la forme d'un tableau (**Annexe1**) et d'un diagramme permettant de suivre l'évolution de l'extension du grasset au cours des séances de physiothérapie. Ce suivi des mesures angulaires permettait d'évaluer objectivement la progression de la mobilité articulaire au cours des différentes séances de physiothérapie. Ces données étaient en général en corrélation avec l'amélioration clinique observée.

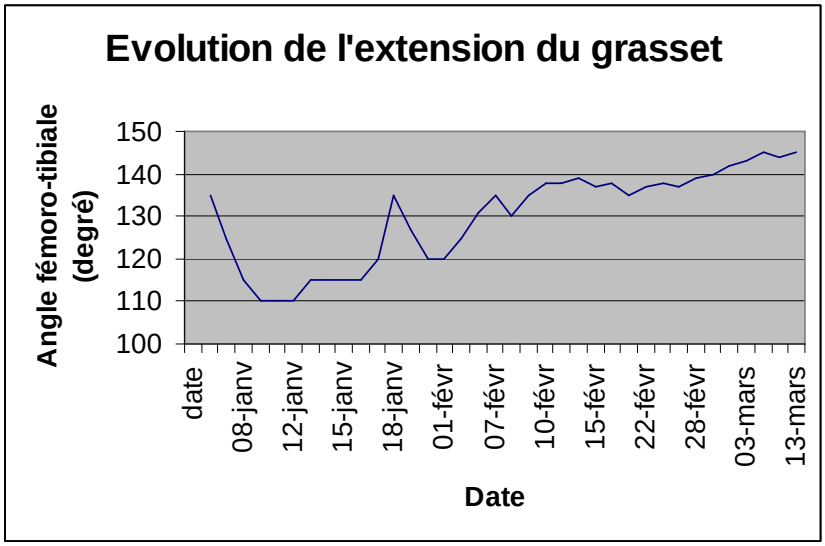


Figure 10 : Représentation graphique de l'évolution de l'extension du grasset.

La valeur initiale de l'extension du grasset est de 135 ° et a été mesurée après la réalisation d'une extension forcée sous anesthésie générale afin de rompre les adhérences. Sa diminution importante ainsi que sa stabilisation observées jusqu'au 15 janvier sont liées à la difficulté de réalisation des exercices de physiothérapie du fait de la présence et de la non cicatrisation des plaies. On constate également que lors de la deuxième mise en extension forcée du membre à 135° après la greffe de peau sur le jarret entre le 18 janvier et le 31 janvier, la valeur est redescendue rapidement à 120°. Ceci peut être attribué à l'absence de travail musculaire qui permettrait aux muscles comme le quadriceps de conserver cette extension. Ce diagramme permet de montrer l'efficacité de la thérapeutique à partir du mois de février. On remarque également que le chien réutilise son membre au cours de la marche à partir du mois de mars, c'est-à-dire au moment où l'angle d'extension atteint 140°. Cette valeur correspond approximativement aux valeurs fournies par l'étude de Mann [42] sur des chiens en station debout.

- Evaluation de l'efficacité des exercices dynamiques de physiothérapie

La physiothérapie inclut surtout l'évaluation de la mobilité active pendant la marche, le trot, le galop ou encore pendant des activités spécifiques de rééducation [39]. Elle s'appuie ainsi sur des techniques d'analyse de la démarche. L'analyse cinétique est réalisée au moyen d'un tapis de force et étudie principalement les forces de réaction au sol. L'analyse cinématique de la démarche est réalisée à l'aide d'un système de capture et d'analyse d'images et permet de suivre la vélocité angulaire (variations angulaires au cours du temps) et l'accélération angulaire [72]. Cette technique d'analyse a notamment été utilisée afin d'étudier l'effet du tapis roulant et les conséquences de son inclinaison sur la mobilité articulaire et pour évaluer différents exercices comme la brouette, la danse sur les membres postérieurs vers l'avant ou vers l'arrière [72].

Articulation	**Marche**	**Tapis roulant**	**Tapis roulant incliné à 10 %**	**Exercice brouette**	**Danse vers l'avant**	**Danse vers l'arrière**
Epaule	120-148	121-146		131-162		
Coude	94-144	93-146		80-130		
Carpe	99-192	100-194		112-198		
Hanche	103-136	107-138	103-141		120-140	135-164
Genou	106-154	111-156	109-153		110-155	88-129
Tarse	125-162	128-163	125-166		134-163	115-157

Tableau 6 : Mobilité articulaire pendant des exercices de rééducation, d'après [72].

Les techniques d'analyse cinématiques ont permis également de comparer la marche et la nage entre des chiens sains et des chiens ayant été opérés d'une rupture de ligaments croisés [44]. Cette étude réalisée par Marsolais et ses collaborateurs a permis de mettre en évidence une amplitude articulaire plus importante au niveau du grasset et du tarse lors de la nage que lors de la marche dans les 2 groupes de chien car la flexion y est plus importante. Même si la mobilité du grasset est moindre chez les chiens opérés, ils ont néanmoins pu conclure que la nage est un exercice intéressant et plus efficace que la marche dans le cadre de la rééducation d'une chirurgie du ligament croisé crânial [44].

(b) Applications chirurgicales

Quelques publications parues récemment montrent l'utilité de la goniométrie afin d'évaluer l'efficacité du traitement chirurgical ou de comparer 2 types de traitement chirurgicaux [10][11][12][13][22][31][32][50]. Bien que ces recherches n'aient pas d'applications courantes dans les cliniques vétérinaires, elles montrent néanmoins la simplicité et l'objectivité de la goniométrie dans le suivi et l'évaluation de l'efficacité d'un traitement. Les mesures goniomètriques manuelles sont également intéressantes pour préparer les interventions chirurgicales, elles permettent d'estimer la correction à apporter ou de maintenir le membre opéré dans une position physiologique.

- Utilisations de la goniométrie en pré-opératoire :

  - Lors d'arthrodèse du genou [10] [11] :

C' est une intervention employée lors de douleurs importantes, d'arthrite septique, d'arthrose développée, d'instabilité, de lésions osseuses ou musculaires ou encore lors de tumeurs localisées sur le tibia et le fémur. Les techniques décrites préconisent l'utilisation de plaques de compression dynamique, la réalisation d'une ostéotomie tibiale et fémorale voire l'utilisation d'un fixateur externe [10] [11]. Quelque soit la technique pratiquée, l'arthrodèse nécessite la mesure préopératoire de l'angle articulaire du membre controlatéral, le chien étant en station debout. Chez le chien, cet angle est augmenté de 5 à 10° pour compenser le raccourcissement inévitable du membre dû aux ostéotomies tibiales et fémorales.

  - Lors d'ostéotomies du tibia [32] :

Récemment, la goniomètrie a été utilisée afin de juger la pente du plateau tibial sur des radiographies et d'en déduire l'angle d'ostéotomie nécessaire pour remonter la pente tibiale. La technique d'ostéotomie intra articulaire du tibia proximal fut modifiée par Jerram [32] et avait pour but de réduire la translation crâniale du tibia par rapport au fémur lors d'une rupture du ligament croisé crânial.

- Evaluation de la mobilité articulaire avec les fixateurs externes

Comme on l'a déjà vu, le goniomètre peut être utilisé afin de positionner l'articulation avant la mise en place du fixateur externe et la réalisation d'une arthrodèse [10] [11]. Il peut être utilisé également pour évaluer l'amplitude et la mobilité articulaire après la pose d'un fixateur externe et après son retrait. Ainsi, des études ont été réalisées afin d'évaluer la progression de la mobilité articulaire avec et sans le fixateur.

Une étude sur l'utilisation d'une fixation transarticulaire externe à charnière [31] avait pour but de comparer la mobilité articulaire permise par le fixateur externe avec celle de l'articulation controlatérale saine. Jaeger et ses collaborateurs ont ainsi mesuré manuellement la flexion et l'extension de l'articulation après la mise en place du fixateur à charnière et après son ablation (entre 45 et 100 jours).Bien que l'étude combine les mesures réalisées sur les chiens et les chats, ils ont ainsi montré que la perte d'amplitude articulaire est plus importante pour le genou que pour le tarse et que, lors du retrait du fixateur, la perte de flexion (19° pour le genou et 20° pour le tarse) est plus importante que la perte d'extension (11° et 9°) par rapport à l'articulation saine. Néanmoins, cette étude a permis de montrer que la pose d'un fixateur transarticulaire à charnière au niveau du genou ou du tarse est une technique intéressante permettant de préserver une mobilité articulaire compatible avec la marche.

Une autre étude [19] estima l'amplitude articulaire, la flexion et l'extension du genou afin de comparer les effets d'une fixation statique et dynamique d'une fracture du fémur après mise en place d'un clou fémoral et d'un fixateur externe pendant 10 semaines. Ainsi, la dynamisation du fixateur externe après 4 semaines permet de retrouver une amplitude articulaire plus importante et accélère la récupération du membre par rapport au fixateur statique.

- Utilisation de la goniomètrie dans l'évaluation de l'efficacité des techniques chirurgicales

La mesure manuelle des angles articulaires est une méthode simple notamment pour déterminer si une technique chirurgicale récemment développée donne des résultats intéressants en ce qui concerne la récupération de la mobilité du membre opéré.

Ainsi, Cook et ses collaborateurs ont montré l'intérêt de la goniométrie dans le diagnostic de l'instabilité de l'épaule [13]. Dans une nouvelle étude [14], il utilise la goniométrie afin de diagnostiquer l'instabilité mais surtout afin d'évaluer l'efficacité de la capsulorrhaphie thermique induite par radiofréquence dans le traitement de l'instabilité médiale.

Le manipulateur réalise 3 mesures sur les deux épaules de 43 chiens préalablement anesthésiés, ces mesures étant exécutées selon la méthode décrite dans l'étude sur l'utilisation de la goniométrie dans le diagnostic de l'instabilité de l'épaule [13]. Ces mesures sont réalisées avant l'intervention, en post opératoire puis à 8 semaines, à 16-20 semaines post opératoire. Une dernière mesure est également réalisée 1 an après l'intervention.

Pré opératoire		Post Opératoire (épaule atteinte)			
Saine	Atteinte	Immédiatement	8 semaines	16 à 20 semaines	1 an
32,5° +/- 2,1	50,7° +/-4 ,8	31,4° +/- 2,5	31,7° +/- 2,1	32,6° +/- 1,7	32,4° +/- 1,2

Tableau 7 : Moyenne des angles d'abduction des 43 chiens atteints d'instabilité médiale de l'épaule avant et après capsulorrhaphie, d'après [14].

Les résultats montrent que l'angle préopératoire d'abduction des épaules atteintes est significativement plus grand que celui des épaules saines. Par ailleurs, l'angle post opératoire d'abduction des épaules atteintes n'est pas significativement différent de l'angle d'abduction des épaules saines quand il est mesuré immédiatement, 8 semaines, 16 à 20 semaines ou un an après l'opération. Ces résultats confirment le fait que la capsulorrhaphie est une technique sûre et efficace dans le traitement des instabilités médiales de l'épaule.

Une autre expérience a été réalisée par Oakes afin d'évaluer les effets d'une arthroplastie, par mise en place d'un polymère ostéoconductif, sur la laxité coxo-fémorale à partir de 10 chiens âgés de 10 à 24 mois et atteints de laxité bilatérale [50].
Une arthroplastie était réalisée sur l'articulation coxo-fémorale droite tandis que l'articulation gauche était laissée telle quelle. La goniométrie était utilisée avant et après l'intervention afin de mesurer l'angle de Norberg-Olsson et d'évaluer l'amplitude angulaire de l'articulation coxo-fémorale.
Il n'existe pas de changement significatif au niveau de la mobilité coxo-fémorale, de l'amplitude des mouvements et de la laxité articulaire entre le membre postérieur droit et le membre gauche. Malgré la formation précoce d'os péri acétabulaire, l'implant finit par être encapsulé dans du tissu fibreux et la néoformation osseuse finit par disparaître. L'implant en polymère ne semble pas être ostéoconductif et ne ralentit pas la progression de la dysplasie de la hanche chez le chien.

Comme nous l'avons vu, Jerram a modifié une technique chirurgicale consistant à réaliser une ostéotomie tibiale intra articulaire dans le but de limiter la translation crâniale du tibia lors de rupture du ligament croisé crânial, l'angle d'ostéotomie étant calculé à l'aide de la mesure goniomètrique de la pente tibiale. Il mesure également, à l'aide d'un goniomètre, l'amplitude articulaire du genou 6 et 12 mois après l'intervention et il montre ainsi une amélioration de la mobilité articulaire au bout du sixième mois [32].

- Utilisation de la goniomètrie dans l'étude mécanique des articulations

Deux autres études de Vasseur [71] et de Gray [23] ont utilisé la goniométrie afin d'étudier le rôle de la capsule glénohumérale et des différents muscles péri articulaires dans la stabilité de l'épaule sur des pièces anatomiques de chien.

Dans l'étude de Vasseur et al [71], la goniométrie permettait de mesurer les différences de rotation interne/externe et d'adduction/ abduction avant et après section de différents tendons ou ligaments. Il mesura également ces angles après la réalisation de différentes techniques chirurgicales (transfert latéral du biceps brachial, transfert médial du biceps brachial, transfert médial de l'insertion du muscle supraépineux). Cette étude a permis dans un premier temps de montrer le rôle important de ces muscles dans la stabilisation de l'épaule saine. Après avoir volontairement luxer l'épaule latéralement ou médialement, ils ont pu évaluer l'efficacité du transfert des différents muscles et tendons dans la réduction des luxations médiales ou latérales.

Dans l'étude de Gray sur la participation biomécanique des stabilisateurs statiques de l'articulation glénohumérale du chien [23], la goniométrie était utilisée afin de positionner l'articulation à 90, 135, 150 degrés avant d'exercer une force de 15 Newton et de mesurer les translations (en mm) cranio-caudales et médio-latérales ainsi que les rotations internes/externes (en degré). Ils réalisèrent ces mesures sur les épaules saines mais également sur les épaules ayant subi une résection des différents tendons et muscles contribuant à la stabilité de cette articulation. Cette étude permit de montrer le rôle important de la capsule

articulaire et du liquide synovial dans la mobilité et la stabilité de l'articulation glénohumérale.

Une étude de Johnson [33] s'est intéressée à la mécanique du genou et plus particulièrement à la position de la patella suivant l'angulation du grasset. Cette expérience était réalisée sur 13 membres postérieurs de cadavres, chaque genou était positionné à l'aide d'un goniomètre dans différentes positions (148°,130°,113°,96° et 75°) afin de réaliser une radiographie. Leur but était ensuite de mesurer la position proximale et distale de la patella par rapport à la trochlée fémorale pour chaque chien et de calculer la longueur de la rotule et du ligament patellaire.

Bien que la goniomètrie ait été d'une utilité moindre, elle a contribué à mettre en évidence que le ratio longueur du ligament patellaire sur longueur de la patella est indépendant du degré d'angulation du genou et que le calcul de ce ratio était reproductible et donc intéressant pour déterminer les défauts de positionnement de la patella notamment dans les grandes races.

(3) Etude sur la fiabilité de la goniométrie.

La goniomètrie possède de nombreuses applications dans la pratique courante mais également dans le domaine de la recherche. En 2002, Gayle Jaegger et ses collaborateurs ont réalisé différentes mesures afin de vérifier la fiabilité de la goniométrie chez le labrador [30]. Nous détaillerons la mise en place de cette expérience et les résultats obtenus car ils serviront dans la réalisation de l'expérimentation sur la goniométrie manuelle.

(a) But

Cette étude consiste à évaluer la fiabilité de la goniométrie comparant les mesures goniométriques manuelles aux mesures radiographiques et à évaluer les effets de la sédation sur l'amplitude de la mobilité articulaire [30].

(b) Matériel et méthodes

Ce travail est réalisée avec 16 labradors (6 mâles et 10 femelles) dont la moyenne d'âge est de 3 ans (2 à 7 ans) et dont le poids moyen est de 32 kg (27 à 46 kg). Les chiens ne présentent aucun lien de filiation, n'ont ni antécédent orthopédique ni pathologie radiographiquement visible.

Trois manipulateurs de niveau différent mesurent sur les chiens anesthésiés puis réveillés 14 positions articulaires différentes à savoir la flexion et l'extension du carpe, du coude, de l'épaule, du tarse, du grasset, de la hanche ainsi que les mouvements de varus et de valgus du carpe.

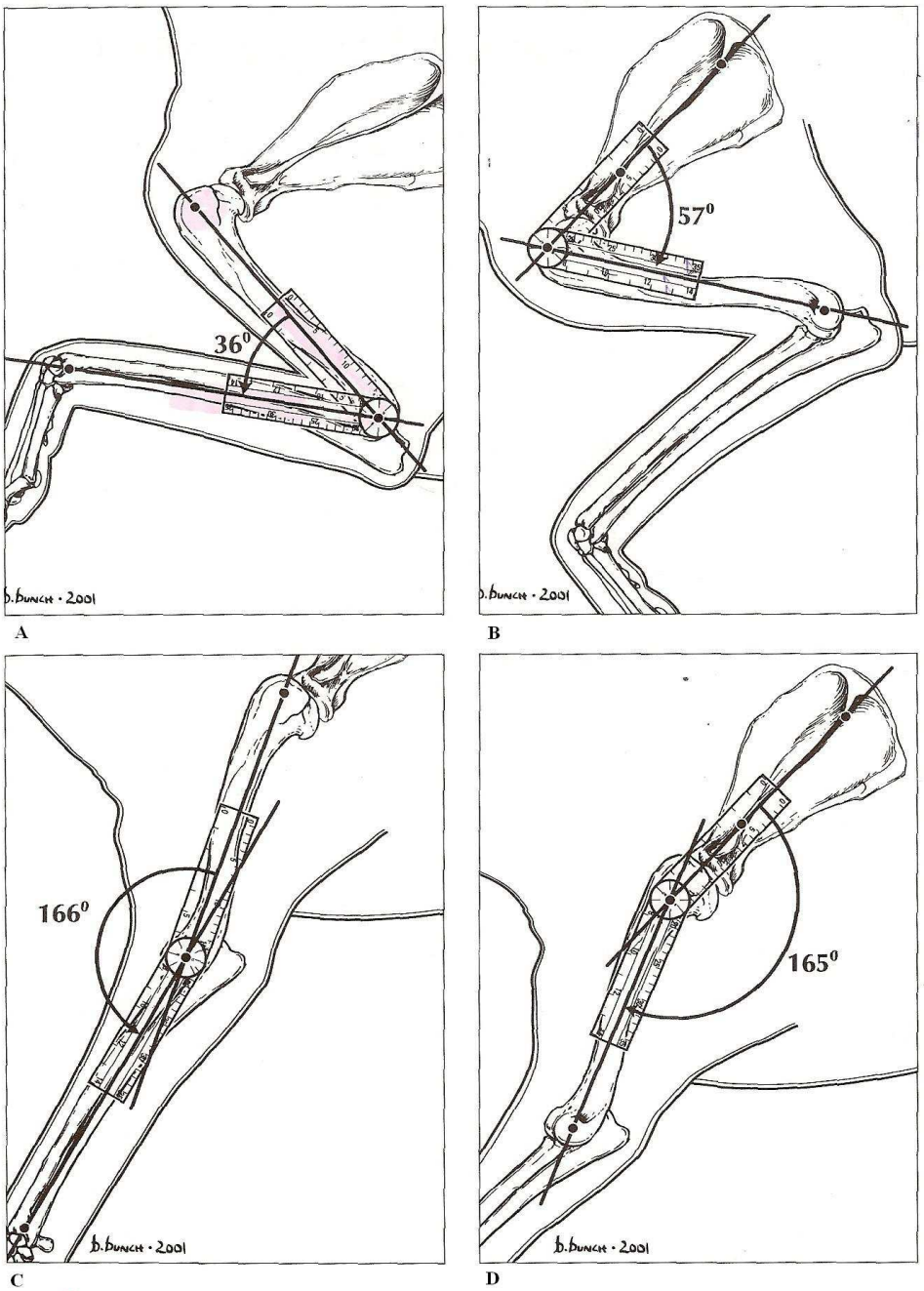


Figure 11 : Schématisation des mesures goniomètriques sur le coude (A : flexion, C : extension) et sur l'épaule (B : flexion, D : extension)

Un goniomètre muni de 2 bras transparents et constitué d'une graduation de 1 degré est utilisé. La partie importante de l'expérience est de choisir des repères anatomiques faciles à identifier afin de positionner le goniomètre et d'obtenir des valeurs objectives. En général, les repères choisis correspondent à des saillies osseuses localisées facilement par tout manipulateur et quelque soit son niveau [30].

Les chiens sont anesthésiés à l'aide d'oxymorphe et de médétomidine puis des radiographies des membres sont réalisées, les articulations étant en flexion et extension maximales et le carpe en varus et valgus maximaux.

Différentes analyses statistiques sont utilisées afin d'évaluer la variabilité entre les manipulateurs, d'évaluer les effets de la sédation, d'évaluer la variabilité des mesures pour un manipulateur…

Pour toutes les comparaisons, la différence est considérée comme significative lorsque le degré de signification est inférieur à 0.05.

(c) Résultats

Les résultats des mesures goniométriques sur chiens vigiles ou tranquillisés ne diffèrent pas significativement des résultats des mesures radiographiques. La différence entre les mesures réalisées par les 3 manipulateurs n'est pas significative. Il n'existe pas de différences significatives entre les mesures sur chiens vigiles et les mesures sur chiens tranquillisés. La variabilité moyenne des mesures du coude est moins importante que celle de l'épaule et la variabilité moyenne des mesures du tarse est moins importante que celle du grasset.

Comme la sédation et le manipulateur n'interfèrent en aucun cas dans les mesures goniométriques, les résultats obtenus pour chaque manipulateur et pour les chiens tranquillisés et non tranquillisés sont combinés afin de calculer les moyennes , les médianes et l'intervalle de confiance à 95 %. Ces analyses aboutissent ainsi aux angles moyens des articulations appendiculaires chez le labrador.

Articulation	Position	Moyenne	95 % d'IC de la moyenne	Médiane
Carpe	Flexion	32	31-34	32
	Extension	196	194-197	196
	Valgus	12	11-13	12
	Varus	7	6-8	7
Coude	Flexion	36	34-38	36
	Extension	165	164-167	166
Epaule	Flexion	57	54-59	57
	Extension	165	164-167	165
Tarse	Flexion	39	37-40	38
	Extension	164	162-166	165
Grasset	Flexion	42	40-43	41
	Extension	162	160-164	162
Hanche	Flexion	50	48-52	50
	Extension	162	160-164	162

Tableau 8 : Tableau donnant les valeurs moyennes des différents angles articulaires mesurés sur 16 chiens, IC=intervalle de confiance, d'après [30].

(4) Conclusion

L'utilisation du goniomètre est encore peu ancrée dans les mœurs notamment en France, malgré des applications possibles et variées en chirurgie, en physiothérapie et en radiologie.

Toutefois, ces différents exemples montrent que la goniométrie est une technique simple, rapide, non invasive et ne nécessitant pas de sédation sauf si l'animal est douloureux ou peu coopératif. Les expériences de Jaegger et de Mann montrent de plus que cette technique est fiable et reproductible à partir du moment où la méthodologie est clairement explicitée et validée.

Le suivi des angles articulaires est donc particulièrement intéressant sur des chiens en statique, mais comme chez l'homme, l'étude des angles articulaires pendant la locomotion tend à se développer par l'utilisation de système d'analyse de la démarche.

2. Analyse de la démarche

a) Etude préliminaire

La locomotion se définit comme étant le moyen pour un organisme de se déplacer d'un point donné à un autre [41]. Cette modalité de déplacement est due à l'intervention de structures musculo-squelettiques, les membres chez les mammifères, qui vont présenter des mouvements coordonnés permettant le déplacement de l'animal, mouvement regroupé sous le terme de « démarche » [48].

(1) Définitions

Il est important, avant d'analyser la démarche, de connaître les différentes modalités de déplacement aussi appelées allures. La dichotomie fréquemment utilisée distingue les allures dites symétriques, pour lesquelles les mouvements des membres d'un côté répètent les mouvements des membres du côté opposé, selon la même séquence et dans le même intervalle de temps ; des allures asymétriques comme le galop [66] [48].

Chaque allure est définie par une séquence temporelle précise et spécifique, répétée de façon régulière au cours du temps. Cette séquence correspond à une foulée et se définit comme étant le cycle entier du membre partant d'un point du cycle pour revenir au même point [66] [48]. On peut ainsi distinguer dans une foulée plusieurs phases.

(2) Les différentes phases

Pour chaque membre, on définira une phase d'appui (rétraction) pendant laquelle le membre est en contact avec le sol, et une phase de soutien (protraction) pendant laquelle le membre, non en contact avec le sol va être projeté en avant, assurant ainsi l'embrassée du terrain [66].

Ces phases peuvent être également subdivisées en étapes intermédiaires, composées de la phase du ramener suivi de la phase de suspension puis de la phase d'embrassée du terrain pour ce qui concerne la phase de soutien ; et d'une phase d'amortissement suivi d'une phase de soutènement, puis d'une phase de propulsion pour ce qui concerne la phase d'appui. Les membres antérieurs assurent l'embrassée du terrain et l'amortissement de la foulée [64], supportant ainsi une grande partie du poids, alors que le membre postérieur est spécialisé dans la propulsion du corps et peut initier la décélération notamment lors des allures les plus rapides [6] [47] [65].

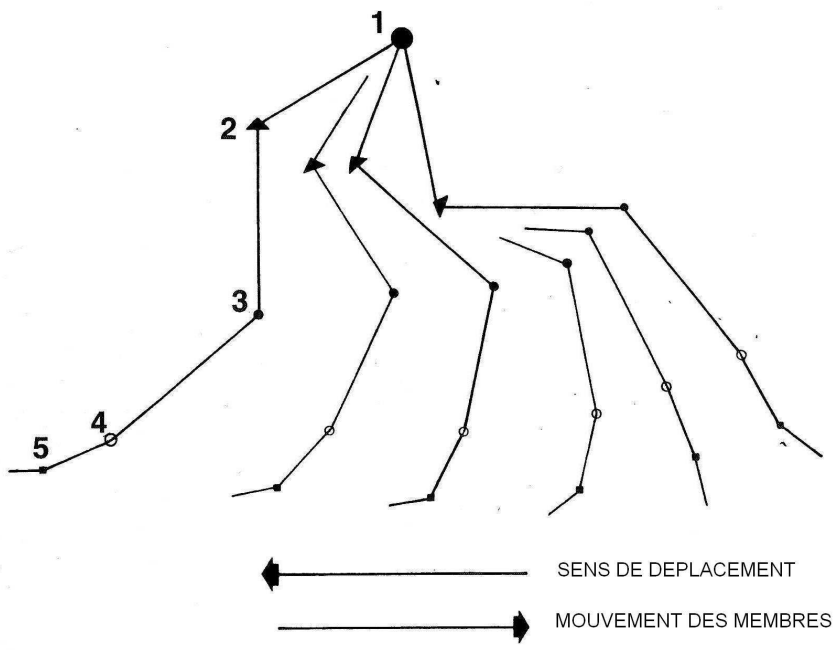


Figure 12: Evolution schématique des angles du membre antérieur pendant la phase d'appui. 1. Centre de rotation de la scapula sur le thorax. 2. Articulation de l'épaule. 3. Articulation du coude. 4. Articulation du carpe. 5. Articulation métacarpophalangienne, d'après [64].

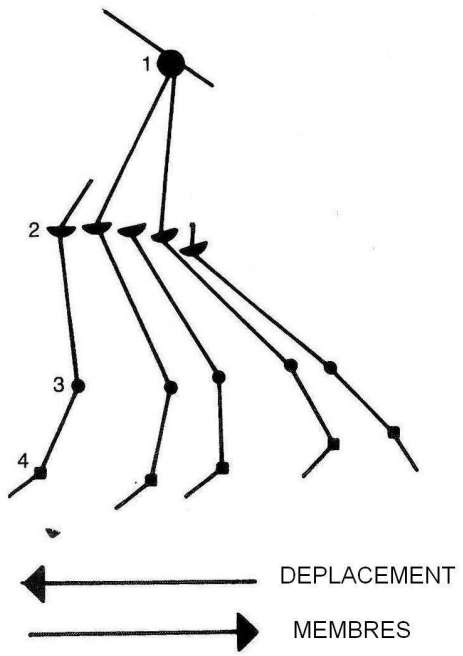


Figure 13 : Evolution schématique des angles du membre postérieur pendant la phase d'appui. 1. Hanche. 2. Grasset. 3. Jarret. 4. Articulation Métatarsophalangienne, d'après [65].

(3) Etude des différentes allures

On distingue chez le chien quatre allures principales. Il s'agit du pas, du trot, du galop et de l'amble. Nous détaillerons également l'évolution angulaire et l'action des différentes articulations des membres lors des différentes allures.

(a) Le pas

La marche est une allure symétrique, les mouvements des membres exécutés par un côté de l'animal seront exécutés par l'autre côté. La séquence d'appui actuellement décrite correspond à l'appui d'un membre antérieur suivi par l'appui du membre postérieur ipsi-latéral, puis du membre antérieur controlatéral et enfin du membre postérieur controlatéral. Lors de la marche, il y a en permanence au moins deux membres au sol, plus fréquemment trois ou quatre [48] [41].

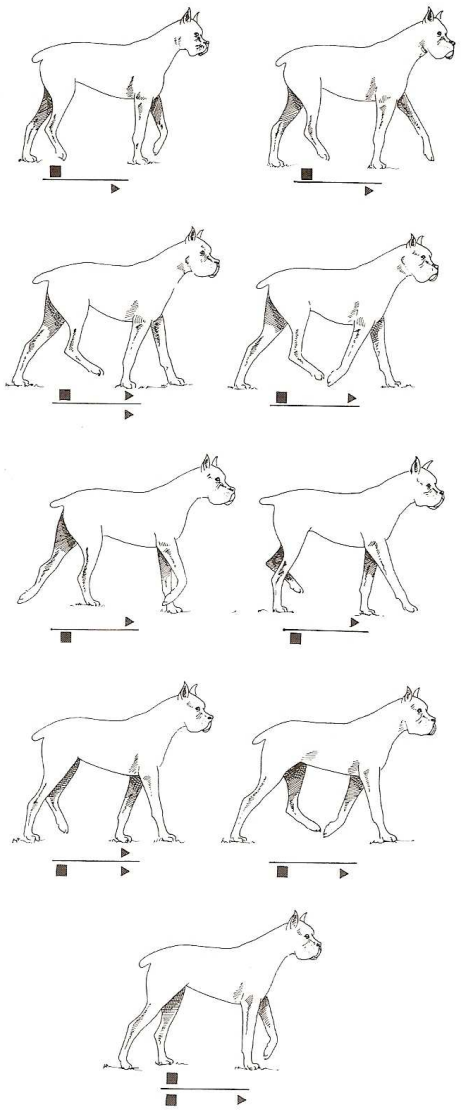


Figure 14 : Séquence d'appui au sol lors du pas, d'après [48].

Le pas est considéré comme une allure lente bien que certains chiens soient capables d'atteindre au pas des vitesses assez élevées (6,48 km/h). Cette allure consomme peu d'énergie par la mise en jeu du balancier cervico-céphalique et par les mouvements de balancement de l'ensemble du corps qui permettent de conserver une grande partie de l'énergie cinétique. A vitesse constante, les muscles fournissent 30 à 40 % de l'énergie nécessaire au déplacement, le reste est fourni par l'énergie conservée [22].

Les mouvements du membre antérieur et du corps sont comparables à un pendule inversé. Pendant la phase d'appui, l'épaule, le coude et le carpe sont animés par un mouvement d'une amplitude inférieure à 20°. La progression de l'animal est réalisée par une rotation de la scapula par rapport au corps. Durant la phase de soutien, une légère flexion initiale de l'épaule permet au membre de quitter le sol et est suivie d'une extension croissante s'accompagnant d'une flexion croissante de l'épaule et du carpe. Ces mouvements agissent en corrélation avec les mouvements de la scapula afin d'élever le membre du sol et de préparer l'embrassée du terrain. Pour préparer la prochaine phase d'appui, les articulations du membre antérieur sont mises en extension pendant la deuxième partie de la phase de soutien. La flexion et l'extension articulaire du membre postérieur ont une amplitude approximative de 25° pour l'articulation de la hanche et de 30° pour le genou et le tarse [3]. L'action du membre postérieur est différente de celle du membre antérieur ; en effet, durant la phase d'appui, les articulations de la hanche et du tarse subissent une extension progressive pendant que le grasset reste relativement fixe. L'autre partie de la phase d'appui est composée d'une hyper extension puis d'une flexion de l'articulation métatarsophalangienne [48] [41] [3].

(b) Le trot

Le trot est une démarche symétrique caractérisée par des mouvements alternés des paires de membres diagonaux et pendant laquelle le corps est supporté par l'appui des deux membres controlatéraux. La durée de contact avec le sol est légèrement plus importante pour les membres postérieurs qui, en plus d'assurer la propulsion, permettent une embrassée importante du terrain [65] [48] [41].

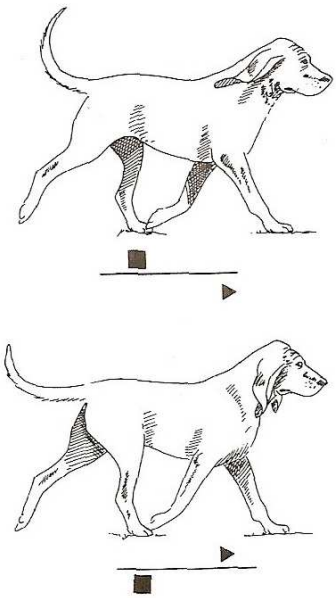


Figure 15 : Séquence d'appui au sol lors du trot, d'après [47].

Cette série d'appuis des membres diagonaux peut être entrecoupée d'une phase de foulée en suspension complète ou phase d'envol au cours de laquelle aucun membre n'est à

l'appui. Ainsi, le corps s'élève avant de retomber lors de l'appui et ce deux fois par foulée. Ce trot rapide, appelé également trot en suspension, constitue une phase de transition avec le galop [48] [26] [41]. Dans certaines races qualifiées de « long sur pattes », il existe des interférences entre les membres thoraciques et pelviens ; pour éviter ce problème, les animaux adoptent une démarche en diagonale, l'axe de leur corps étant légèrement dévié en diagonale par rapport à l'axe de déplacement. Ainsi, les membres pelviens ne sont plus placés derrière les membres thoraciques, un des membres pelviens passe entre les membres thoraciques, le deuxième passant à l'extérieur.

La différence entre le pas et le trot est une augmentation du mouvement vertical de la tête et du cou ainsi qu'une augmentation de l'amplitude des mouvements de l'épaule, du coude, du carpe, du genou, et du tarse. Contrairement à la marche, la flexion du genou se produit lors de la moitié de la phase d'appui. La hanche présente une amplitude articulaire de 30° tandis que le genou et le jarret présente une amplitude articulaire d'environ 60° [3] [65] [48].

(c) L'amble

Rencontrée chez certaines races, l'amble est une allure symétrique pendant laquelle on observe un appui simultané des deux membres du même côté de l'animal. Cette démarche est également qualifiée de démarche chaloupée en raison du balancement important de l'animal qui transfère son centre de gravité d'un côté à l'autre toutes les demi foulées [41] [48].

Cette allure est plutôt rencontrée chez les grandes races en réponse aux problèmes d'interférences rencontrées lors du trot, mais peut également être rencontrée lors de situations pathologiques [41].

(d) Le galop

Le galop est une allure asymétrique rencontrée lors de déplacements rapides [48] [66]. Lors de chaque foulée, on observe deux périodes de suspension complète, qui séparent les phases d'appui des membres thoraciques des phases d'appui des membres pelviens. Tous les membres assurent les fonctions d'embrassée du terrain, d'amortissement et de propulsion. On distingue d'ailleurs le galop circulaire du galop transverse fréquemment rencontré chez le cheval [41] [48].

Lors de galop transverse, les premiers appuis de chaque période sont situés du même côté de l'animal alors qu'ils sont de côtés différents lors de galop circulaire. Ainsi lors de galop circulaire, les séquences d'appui possible sont : premier appui antérieur gauche, puis antérieur droit, puis postérieur droit, et enfin postérieur gauche ou inversement premier appui antérieur droit, puis antérieur gauche, puis postérieur gauche et enfin postérieur droit.

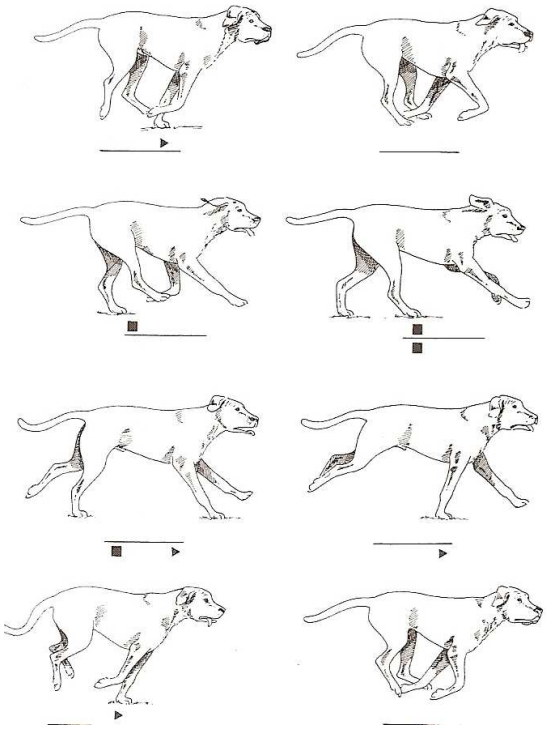


Figure 16 : Succession des appuis sur le sol lors de galop circulaire, modifiée d'après [48].

L'amplitude des angles articulaires et la longueur d'une foulée augmentent en même temps que la vitesse de l'animal [48] [3]. Dans une étude de Goslow et al. [22], le coude présentait une amplitude angulaire de 80°, l'épaule de 55°, la hanche de 50°, le genou de 70° et le jarret de 60° pendant que le chien se déplaçait à une vitesse de 24,1km/h. L'articulation métatarsienne a pour rôle de finaliser la propulsion au niveau du membre postérieur [65]. Le balancement de haut en bas de la tête s'accompagne d'une extension vers l'avant des membres antérieurs tandis que le mouvement ascendant de la tête est accompagné d'une voussure de l'arrière et de mouvements des membres postérieurs sous le corps afin de placer les pattes. Contrairement au trot et au pas qui utilisent en majorité les muscles associés aux membres, le galop nécessite l'action des muscles du tronc permettant la voussure et l'extension de l'arrière train [48].

(4) Les paramètres de la marche

La démarche de l'animal peut être définie par un certains nombre de paramètres spatiaux et temporels en complément des schémas des foulées caractéristiques d'un type d'allure.

Les paramètres temporels regroupent la durée de la foulée, la durée de la phase d'appui et la durée de la phase de soutènement. Les paramètres spatiaux quant à eux s'intéressent à la longueur de la foulée ainsi qu'à sa vitesse [48] [41]

Ces paramètres bien que basiques sont riches d'enseignement et facilement disponibles. Ils sont modifiés lors d'altérations des démarches symétriques.

b) Les différents types d'analyse

La kinésiologie ou cinésiologie est la science qui étudie la démarche et nécessite différentes analyses biomécaniques [16]. Nous nous intéresserons au groupe des études biodynamiques c'est-à-dire des études réalisées sur animaux et éléments anatomiques en

mouvement. Parmi ce grand groupe, on distingue les études cinétiques et les études cinématiques.

(1) Analyse cinétique

Cette analyse de la démarche dont la méthodologie a été peaufinée par Budsberg, Verstraete and Soutas-Little en 1987, s'évertue à explorer les forces qui créent le mouvement, sont créées par lui ou qui l'affectent [43] [16] . Elle se fait principalement au moyen de plates-formes dynamométriques ou plates-formes de forces et permet d'obtenir une évaluation non invasive, quantitative et objective des forces s'exerçant entre la patte et le tapis pendant la phase d'appui d'une foulée. Elle ne fournit par contre aucune donnée relative à la phase de soutien d'une foulée.

Lorsqu'un sujet marche sur la plate-forme de force, la valeur de la force est mesurée par la déflection des systèmes de mesure. Il s'agit en général de tensiomètre dont la résistance électrique varie proportionnellement à la déformation ; ou encore de plates-formes de force piézoélectrique constituées de cristal de quartz dont les variations de forme génèrent un courant électrique proportionnel à la force appliquée. Quelque soit le système de mesure, il aboutit à la mesure de trois forces de réactions orthogonales : médio latérale (Fx), craniocaudale (Fy) et verticale (Fz). L'ensemble des données collectées sont utilisées afin de réaliser une courbe de la force en fonction du temps. Le plateau de force permet également de calculer la vélocité du sujet grâce à la présence de commutateurs photoélectriques [16] [43].

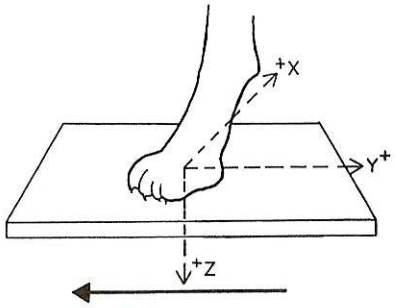


Figure 17 : Représentation des trois forces de réaction mesurées par le plateau de force, d'après [43].

Le plateau de force a été utilisé pour étudier la démarche du chien sain et de nombreuses études ont été réalisées à l'aide du tapis afin d'évaluer les boiteries et les différents traitements notamment lors de dysplasie de la hanche, de rupture de ligament croisé, de fracture et d'ostéoarthrite [16] [43] [41]. Un tapis de marche Gaitefour a notamment été validé récemment [37]. Il permet de vérifier la symétrie de la démarche du chien en comparant les pressions exercées lors de l'appui de chaque membre. Il peut donner l'amplitude angulaire globale du membre lors du déplacement [37] mais ne renseigne pas sur l'évolution goniométrique de chaque articulation.

(2) Analyse cinématique non invasive

Les études cinématiques s'intéressent à la description du mouvement au cours du temps et dans l'espace, sans tenir compte des forces existantes et de leur influence. L'observation statique puis en mouvement de l'animal reste le préalable indispensable à tout examen orthopédique afin de localiser et de caractériser la boiterie. Mais dans ce cas, l'analyse cinématique est incomplète, l'homme étant incapable de suivre simultanément la vitesse, la longueur du pas, le temps d'appui, la fréquence du pas, la symétrie… De nombreuses techniques furent développées afin de décomposer le mouvement.

Ainsi des études cinématiques ont été réalisées sur la démarche du cheval à la fin du XIX ème siècle par l'intermédiaire de la photographie mais les avancées technologiques dans

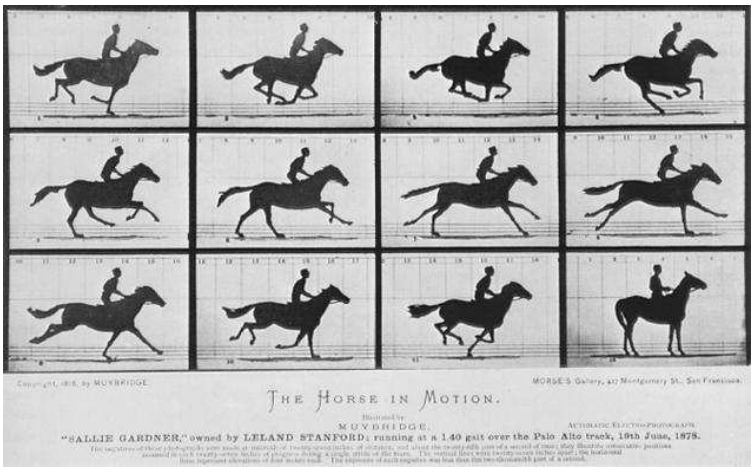
les domaines vidéographiques et informatiques permettent aujourd'hui de réaliser une analyse tridimensionnelle de la démarche.

(a) Photographie et dérivés

- Photographie

Marey dés 1872 et Muybridge en 1882 furent les précurseurs de l'utilisation de cette technique chez les animaux, ils purent ainsi enregistrer et déterminer de façon précise les phases des différentes allures. Edward Muybridge, photographe anglais du 19ème siècle, utilisa la photographie dans l'analyse du mouvement chez les animaux. Il photographia ainsi les différentes phases de la locomotion chez le cheval à l'aide d'un appareil constitué de douze appareils photographiques disposé en série et parallèlement à la piste où chemine l'animal [45] [54] [41].

La rupture d'un fil tendu en travers de la piste et relié au déclencheur de l'obturateur permettait le déclenchement de chaque appareil lors du passage de l'animal ; Muybridge obtint ainsi douze planches de photographies successives lui permettant de décrire le jeu des membres [54] [41] [45] [48].



Photographie 6: Clichés photographiques d'un cheval au galop réalisés par Muybridge, d'après [46].

Marey utilisa la photographie afin de décomposer le mouvement et il inventa en 1882 un fusil photographique lui permettant de prendre douze photos d'un sujet en mouvement. Cet appareil était constitué d'un objectif en lieu et place du canon, une crosse pour la stabilité et un mécanisme de prise de vue circulaire. Il comprenait également un obturateur à disque ainsi que douze plaques photographiques disposées en cercle. Néanmoins, les clichés étaient de petites tailles et souvent flous [54] [46].

- Chronophotographie

Du fait des limites de son fusil photographique, Marey mit au point un autre appareil qui permet de rassembler sur un même cliché plusieurs phases de la démarche du sujet. Marey perfectionna ce procédé en revêtant le sujet de noir et en peignant les segments osseux en blanc afin de les faire mieux ressortir sur la chronophotographie. Ce nouveau procédé, appelé photographie partielle, repose sur les mêmes principes que la cinématique pratiquée actuellement [28] [41].

- Limites

Les clichés obtenus par photographie ont permis de réaliser les premiers calculs de vitesse et de mesure angulaire et de corriger également les erreurs faites lors de l'observation

à l'oeil nu. Néanmoins, la fréquence de prises des clichés, leur nombre limité de même que leur caractère bidimensionnel constituent les limites de l'utilisation de ces techniques photographiques.

(b) Utilisation de la vidéographie

La cinématographie inventée par les frères Lumière en 1895 ainsi que la vidéographie ont permis l'observation des mouvements au ralenti permettant la détection de boiteries très discrètes ou ne se manifestant qu'au cours des allures rapides.

Ce type d'analyse cinématique connut un réel essor avec l'avènement de microprocesseurs permettant la réalisation de calculs extrêmement complexes et l'exploration de nombreux paramètres dont les variations des angles.

✓ Cinématique 2D/3D

Les études cinématiques non invasive de la démarche nécessite l'utilisation de 1 (pour les études en 2 dimensions) à 3 caméras (pour les études en trois dimensions) de 60 à 100 Hz permettant la capture et le découplage de la démarche lors de la marche ou du trot chez le chien. L'étude d'allure plus rapide comme le galop implique le recours à des caméras à haute fréquence de fonctionnement [15] [28] [43].

✓ Analyse des images

L'analyse des premières études s'effectuait de manière indirecte ; en effet, dans un premier temps, le déplacement du sujet était enregistré par cinématographie ou vidéographie, puis dans un second temps, une numérisation des images était réalisée soit de façon manuelle pour les films cinématographiques soit de façon semi automatique pour les films vidéographiques. Cette analyse indirecte était contraignante pour l'opérateur car il devait dans les deux cas digitaliser l'image et réaliser des manipulations afin de placer les marqueurs ou de confirmer la position des marqueurs externes sur la première image [54] [41].

L'analyse directe des images a pu être réalisée grâce aux progrès considérables de l'informatique permettant la gestion de calculs complexes liés à l'analyse bidimensionnelle ou tridimensionnelle.

Les premières études de la démarche en deux dimensions ont été réalisées par Furnée qui a étudié les mouvements de la hanche, du grasset, de l'épaule et du coude chez un chat se déplaçant sur un tapis roulant [67]. Les premières études tridimensionnelles de la démarche chez le chien ont été exécutées par Shapiro grâce à l'utilisation d'une technique photogrammètrique de transformation linéaire.

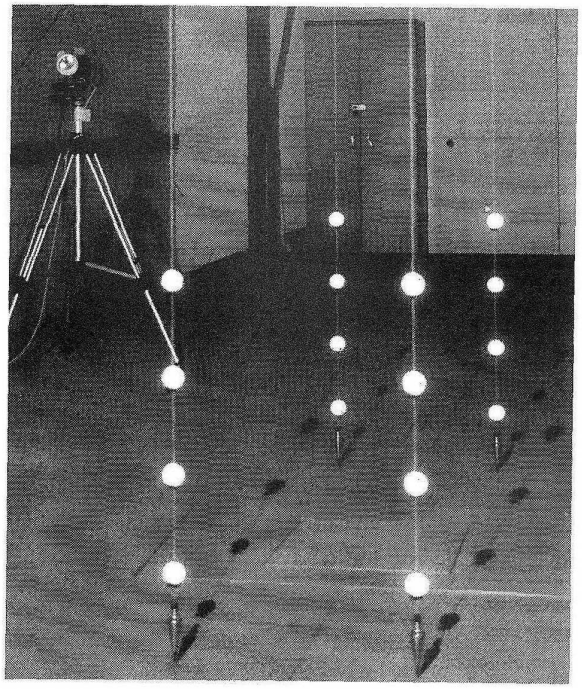
Cette analyse nécessite avant tout la présence de marqueurs externes, au moins trois par portion de membres à étudier, afin de disposer de références dans les trois plans de l'espace ; et de plusieurs caméras afin de suivre leur évolution dans les différents plans. Cette disposition permet ainsi d'étudier les mouvements de flexion extension des différentes articulations, les mouvements d'abduction- adduction et les mouvements de rotation interne et externe [54] [28].

✓ Description des cibles

Ces marqueurs externes doivent être vus par au moins deux caméras afin de pouvoir déterminer leurs positions dans les trois plans de l'espace. Les caméras fournissent au système informatique des fichiers en 2 dimensions transformés en fichier 3D en déterminant à chaque instant et à partir des différentes images obtenues les coordonnées des cibles dans l'espace.

Actuellement, il existe des marqueurs dits passifs, qui réfléchissent les rayons rouges ou infrarouges émis par une source extérieure, et des marqueurs dits actifs qui émettent un rayonnement(lumière visible, infra rouge).

Dans tous les cas, ces marqueurs matérialisent le déplacement, ainsi, l'analyse en 3 dimensions nécessite au moins 3 marqueurs non alignés pour chaque segment étudié. Ils doivent respecter et représenter l'anatomie de l'os et ils doivent être vus à tout instant par au moins deux caméras [54].



Photographie 7: Photographie du dispositif nécessaire à l'analyse cinématique 3D, d'après [15].

✓ Paramètres observés

Cette étude cinématique permet d'accéder aux paramètres articulaires comme les variations des angles et des vitesses angulaires de chaque articulation au cours d'une foulée [54] [43] [15] [28].

Par exemple, la connaissance de deux vecteurs reliant chacun deux cibles englobant une articulation et la localisation de ces cibles à tout instant permettent d'obtenir la valeur θ de l'angle grâce au produit scalaire : $A.B = ab \cos \theta$ [15].

Les mouvements de flexion-extension ont été les plus étudiés car ils permettent de déterminer si la démarche est normale ou non. L'aspect des mouvements de flexion - extension a ainsi pu être déterminé chez le chien sain et les représentations graphiques dites waveform de ces mouvements ont ainsi été obtenues [54] [15] [28].

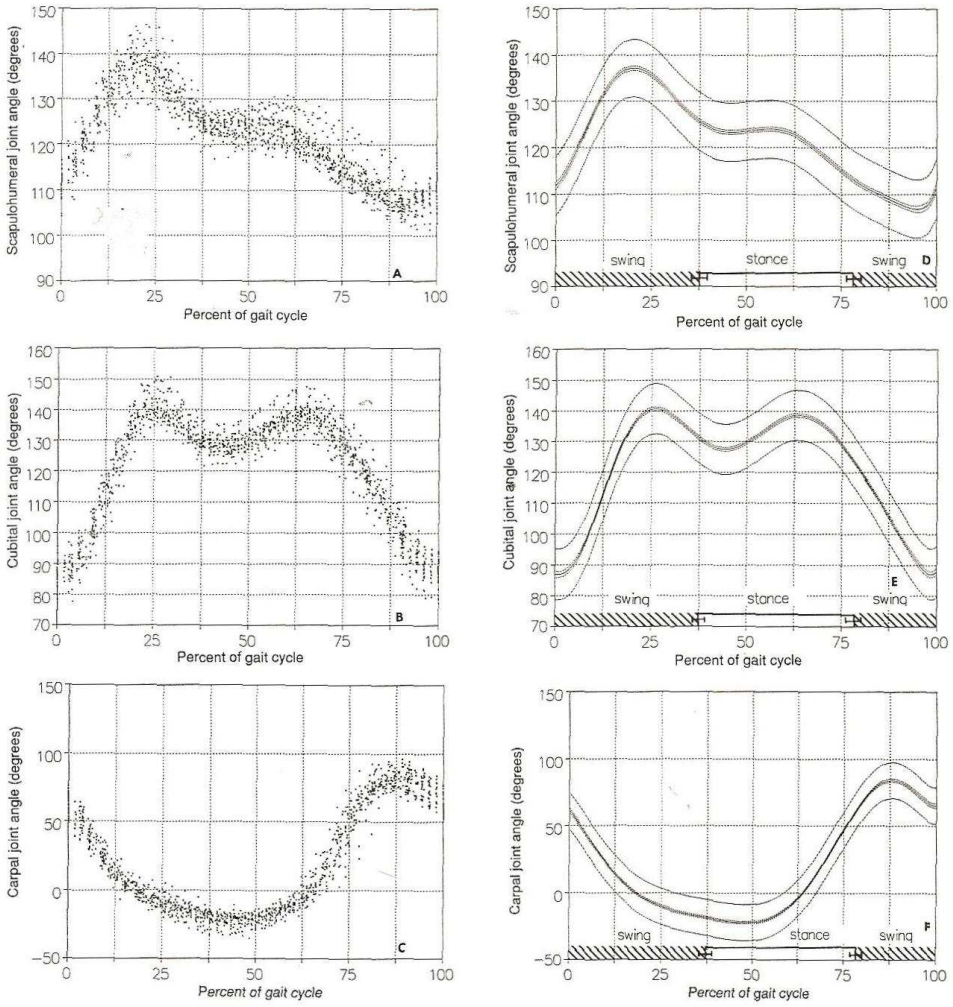


Figure 18 : Représentations des variations angulaires de l'articulation de l'épaule (A et D), de l'articulation du coude (B et E) et de l'articulation du carpe (C et F); lors de déplacement au pas avant (A, B, C) et après modélisation mathématique (D, E, F), d'après [15].

Pour chaque allure, chaque articulation et chaque plan étudiés, on obtient des courbes spécifiques. L'analyse de ces courbes de variations dynamiques est rendue possible par la modélisation mathématique afin de faciliter l'évaluation statistique et de permettre la comparaison de ces courbes entre deux groupes de chiens différents [15] [54].

Cette analyse cinématique permet également d'avoir accès à des paramètres spatio-temporels comme la longueur et la durée d'une foulée, la durée de la phase d'appui, la durée de la phase de soutien, la fréquence de la foulée et la vitesse de l'animal [15] [16] [54] [41].

✓ Intérêts et limites

L'étude cinématique tridimensionnelle est, comme toute méthode d'analyse de la démarche, une technique onéreuse peu exploitable en clinique et elle ne dispose pas encore d'une base de données conséquente prenant en compte tous les types raciaux et toutes les morphologies.

Le positionnement des marqueurs est également un des inconvénients. Malgré l'obtention de mesures précises, la fixation chirurgicale entraîne une modification de la démarche due à la présence du du dispositif créant une réaction inflammatoire et une gêne. La fixation non invasive à l'aide d'adhésif est également une méthode peu précise car, du fait des

mouvements des tissus mous, elle ne permet pas de décrire parfaitement le mouvement des segments osseux.

Néanmoins une étude portant sur l'évaluation de la symétrie des membres lors du trot chez le chien sain a permis de mettre en évidence qu'il n'existait pas de différence significative entre les paramètres cinématiques et spatio-temporels obtenus avec le membre postérieur gauche avec ceux obtenus avec le membre postérieur droit [59].Dans le cadre d'une étude chez un animal sain, la mesure sur un seul des deux membres postérieurs suffit.

Comme nous l'avons vu, la vidéographie a permis de réaliser des progrès importants dans l'étude de la démarche et permet d'avoir accès à un nombre important de paramètres dont les variations angulaires. C'est pourquoi, les différentes analyses cinématiques ayant étudié la démarche du chien au pas et au trot [54] [15] [28] nous seront d'une grande utilité afin de les comparer avec les résultats de notre étude électrogoniomètrique. Par le passé, l'étude des variations angulaires lors de la locomotion a été réalisée grâce à l'expérience électrogoniomètrique d'Adrian ; ainsi, nous allons détailler cette expérience de référence afin de s'en inspirer et d'en tirer les limites dans le cadre de étude électrogoniomètrique.

c) L'électrogoniomètrie

(1) Historique

(a) But

Réalisée en 1966 par Adrian et ses collaborateurs, cette étude avait pour but de décrire le mouvement naturel de la hanche, du genou et du tarse ainsi que leurs relations avec les phases de soutien et d'appui du membre postérieur chez le chien [3].

(b) Matériels et méthodes

Six chiens dont un Collie et un Beagle ont été utilisés afin de déterminer la démarche du chien sain.

Un électrogoniomètre (elgon) a été utilisé afin d'enregistrer de manière continue les variations angulaires. Il était constitué d'un potentiomètre et de deux bras métalliques attachés au niveau des articulations étudiées. L'electrogoniomètre était adapté à un châssis métallique et fixé à celui-ci par l'intermédiaire de boutons de pression. Chaque bras métallique était adapté tant par sa longueur que par sa configuration à l'articulation étudiée. Avant la pose de l'électrogoniomètre, le chien était tondu, les repères anatomiques étaient marqués à l'aide d'un feutre puis une ligne était tracée entre les différents repères. Les différentes structures métalliques étaient ensuite consolidées à l'aide de rubans adhésifs puis le centre du potentiomètre était placé au dessus du centre de mobilité articulaire. La présence du châssis au niveau de la hanche étant inconfortable, une selle en aluminium a été fabriquée ; une des extrémités du châssis était alors fixée à la selle tandis que l'autre partie suivait librement les mouvements du fémur.

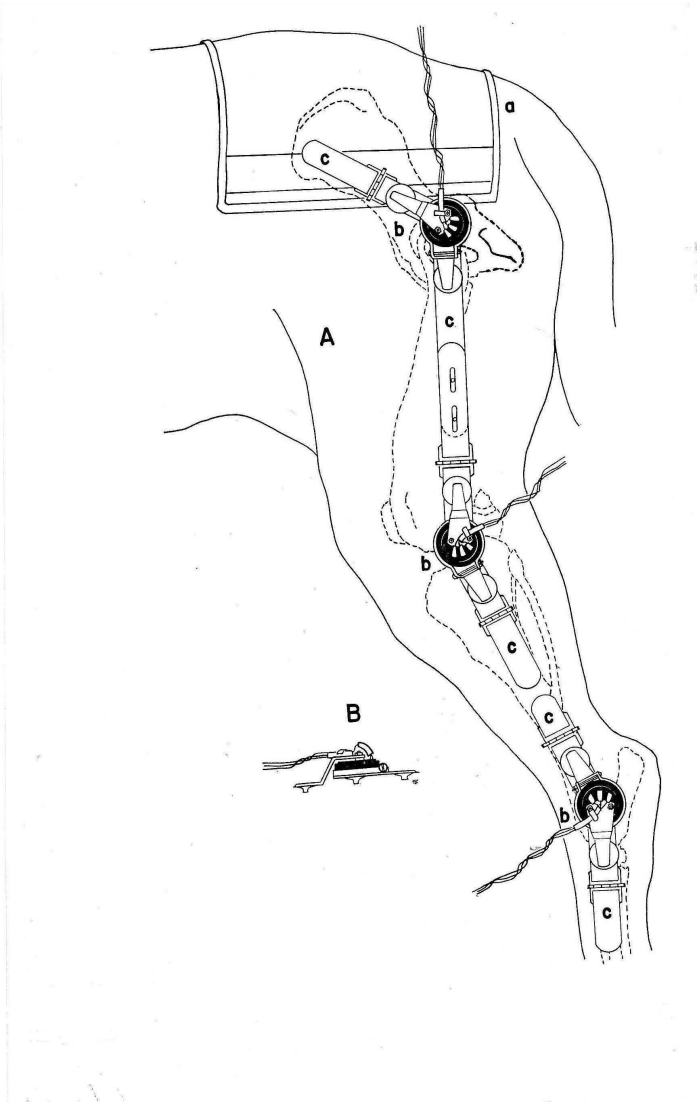


Figure 19: Schématisation du positionnement de l'électrogoniomètre, d'après [3].

Toute modification de l'angle articulaire entraîne proportionnellement une variation d'intensité aux bornes du circuit électrique, un oscillographe permettant d'enregistrer les différentes variations. Différents systèmes permettaient de préciser sur le goniogramme les phases d'appui et les phases de soutien alors que le chien se déplaçait sur un tapis roulant à 2 allures différentes, le trot ou la marche.

(c) Résultats

Les études révèlent tout d'abord qu'il existe une différence entre les valeurs des angles articulaires en station debout entre les différents chiens mais qu'il n'existe pas de différence quant à la forme des goniogrammes au trot ou au pas des différents chiens utilisés.
Ils ont ainsi commenté les goniogrammes d'un Collie.

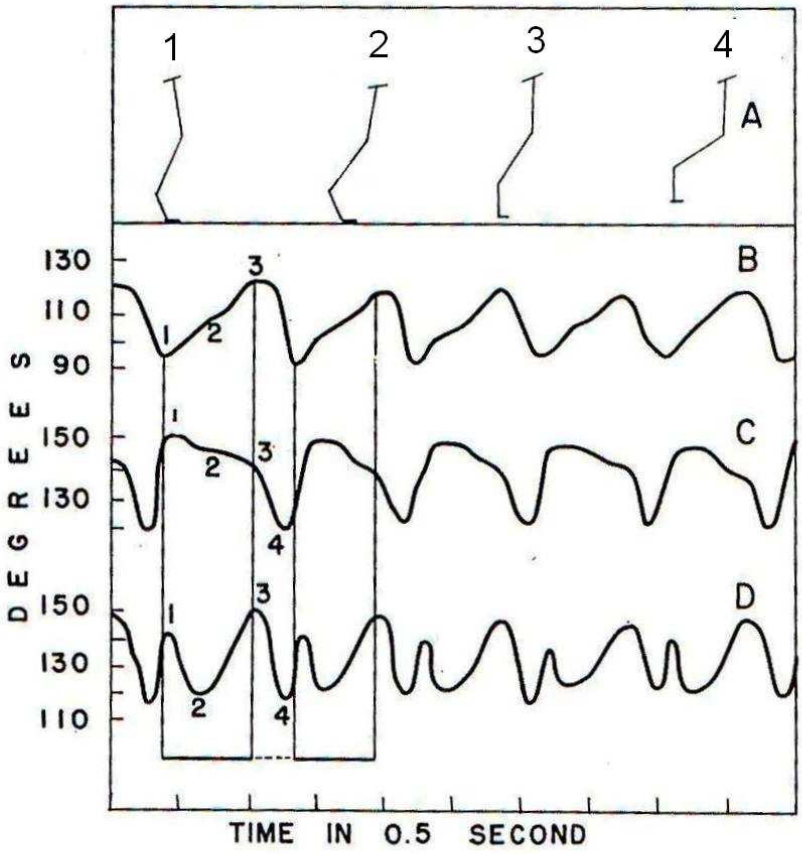


Figure 20 : Goniogramme des articulations du membre pelvien au cours de la marche chez un chien normal, d'après [3]. A : position du membre. B : Articulation de la hanche. C : Articulation du Grasset. D : Articulation du Jarret.

Lors de la marche, la hanche présente une flexion maximale de 95° alors que le membre touche le sol puis il présente un léger rebond de 108° pendant la phase d'appui. La hanche s'étend ensuite de 120° et le membre quitte le sol afin de se fléchir pour préparer la phase de soutien. Le grasset présente une extension maximale lors du point de contact puis une légère flexion, la valeur de l'angle est de 140° quand le membre commence à quitter le sol et se fléchit de 120° en vue de préparer la prochaine phase d'appui. Le tarse quant à lui est à 130° lors du point de contact, s'étend jusqu'à 145° puis se fléchit de 22° avant de s'étendre jusqu'à 153° lors du retrait du membre par rapport au sol. Il se fléchit ensuite à 124° afin de préparer le prochain appui.

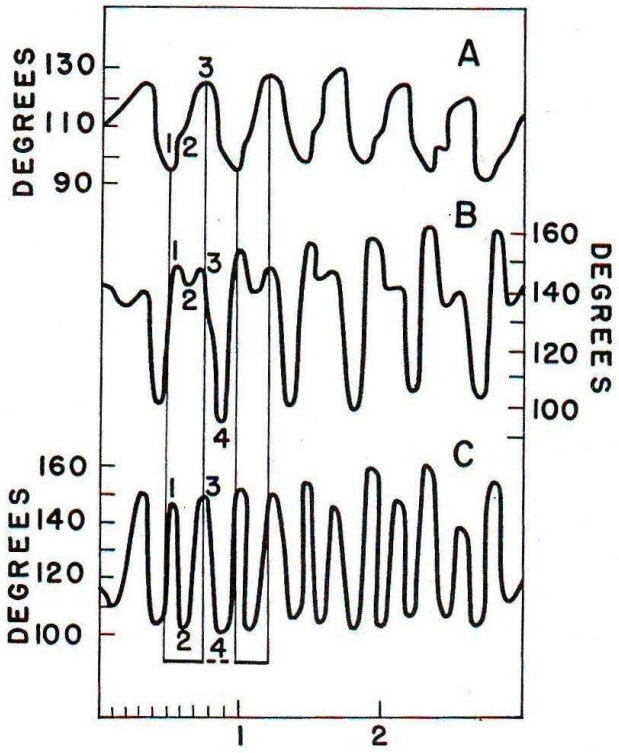


Figure 21 : Goniogramme des articulations du membre pelvien au cours du trot chez un chien normal, d'après [3]. A : Articulation de la hanche. B : Articulation du Grasset. C : Articulation du Jarret

Lors du trot, la hanche présente un goniogramme similaire à la marche avec néanmoins une diminution du rebond et une augmentation de l'amplitude de 35°. L'amplitude du mouvement du grasset est augmentée de 30 à 60°, l'ensemble des flexions et des extensions suit le même schéma que lors de la marche. De même, le tarse présente peu de modification de son goniogramme avec une amplitude augmentée de 50° en moyenne, par contre, la flexion lors de la phase d'appui est la même que lors de la phase de soutien [3].

(d) Conclusion

A cette époque, cette étude cinématique a permis d'approfondir les connaissances sur la démarche du chien et reste l'étude de référence.

Ainsi, lors de la marche, le genou présente peu, voir pas de mouvement lors de la phase d'appui alors que la hanche s'étend et le tarse s'étend puis se fléchit et s'étend de nouveau. Pendant la phase de soutien, la hanche se fléchit tandis que le genou et le tarse se fléchissent avant de s'étendre.

Lors du trot, la hanche s'étend pendant la phase d'appui alors que le grasset s'étend, se fléchit puis s'étend de nouveau et que le jarret s'étend puis se fléchit. Durant la phase de soutien, le hanche se fléchit, le grasset s'étend, se fléchit puis s'étend, et le jarret s'étend, se fléchit et commence à s'étendre de nouveau.

Par ailleurs, l'auteur indique qu'il est nécessaire d'évaluer simultanément le goniogramme des 4 membres, car le chien est capable de compenser la boiterie d'un membre à l'aide des 3 autres membres, ceci étant d'autant plus vrai lors de la marche.

De plus, l'auteur observe des différences dans les goniogrammes des genoux d'un même individu quand celui-ci marche. Il considère qu'elles sont en relation avec les mouvements verticaux de la tête et les mouvements latéraux du tronc lors de la locomotion.

(2) Utilisation récente de l'électrogoniomètrie

Dans cette étude, l'auteur tente d'évaluer les effets de l'inclinaison d'un tapis roulant sur l'amplitude articulaire et l'activité musculaire dans le cadre d'une rééducation du membre postérieur consistant à renforcer les muscles quadriceps, glutéaux et les muscles de la loge postérieure de la cuisse[26].

Ils utilisèrent à cet effet, neuf chiens sains de race Grey Hound, un électrogoniomètre et des électrodes électromyographiques. Les chiens se déplaçaient sur un tapis roulant à la vitesse de 1,93 km/h et à des inclinaisons de -5%, 0% et 5%. Les mesures étaient réalisées trois fois pour chaque pente.

Il existe une différence significative ($p<0,05$) de l'activité des muscles du jarret entre une pente à 5% et une pente à -5%, par contre, les paramètres testés ne sont pas significativement différent entre une pente à 5% et une pente à 0%. L'auteur estime que l'inclinaison du tapis à 5% n'est pas suffisante dans le but de renforcer le tonus musculaire et d'augmenter l'amplitude angulaire. L'auteur préconise donc de réaliser d'autres essais à des pentes plus élevées afin de valider ou non l'utilité de cette technique de rééducation des muscles glutéaux, quadriceps et des muscles du jarret [26].

3. Conclusion

L'électrogoniomètrie est très peu développée dans le domaine vétérinaire contrairement aux autres techniques d'analyse de la démarche, et l'expérience d'Adrian reste la seule étude de référence. L'avènement de la cinématique en deux dimensions ou en trois dimensions permet d'avoir accès aux variations angulaires sans utiliser d'électrogoniomètre. Néanmoins, l'utilisation de la vidéo nécessite un investissement financier et matériel important qui ne peut se réaliser en clinique.

De plus, les études réalisées sur l'électrogoniomètrie n'ont jamais été réalisées sur le membre antérieur et n'ont étudié que les mouvements de flexion/extension. Par ailleurs, le matériel utilisé par Adrian en 1966 semblait invasif donc gênant pour le chien et ne permettait pas d'étudier les mouvements d'abduction-adduction. En 1976, une étude sur la mobilité de l'épaule était basée sur l'installation d'un électrogoniomètre sur des broches et des vis mises en place chirurgicalement sur la scapula et l'humérus ; ce dispositif permet d'éviter les erreurs liés au frottement de la peau et des muscles mais est trop invasif et est réalisé pour étudier une articulation en particulier [34].

Actuellement, il existe des électrogoniomètres moins imposants à destinée humaine permettant de mesurer les angles lors de mouvement de flexion extension mais également lors de mouvement d'abduction-adduction. Ainsi, l'un des buts de l'expérimentation électrogoniomètrique est de contribuer à l'utilisation d'un électrogoniomètre sur un chien sain en comparant nos résultats à ceux d'Adrian ou à d'autres études cinématiques rapportant les variations angulaires au cours du pas ou du trot.

II. Partie expérimentale

Cette étude est réalisée sur les articulations des membres selon 2 grands axes ; tout d'abord, il s'agit de réaliser des mesures manuelles sur une population de chiens sains vigiles afin de montrer la facilité d'exécution de cette technique et d'en tirer des enseignements quant à la réalisation de mesures dans la pratique courante notamment lors de suivi en chirurgie ou en rééducation. Néanmoins, cette technique ne permet des mesures que sur un animal statique, c'est pourquoi la deuxième partie s'intéresse à l'utilisation d'un électrogoniomètre chez un chien sain afin d'analyser les différentes données fournies par cet appareil lors du déplacement du chien. Comme il s'agit d'un appareil destiné à l'homme, une étude préliminaire est nécessaire dans le but d'étalonner, de calibrer l'appareil et d'en comprendre le mode de fonctionnement. Il s'agit ensuite d'analyser les données recueillies lors de l'étude de la démarche d'un chien et de commenter les courbes relatives aux mouvements de chaque articulation.

A. Etude goniométrique manuelle

1. Problématique

Les études réalisées sur la goniométrie manuelle utilisent des techniques différentes se basant sur des repères également différents. Ainsi, dans cette première étude, les articulations des membres sont mesurées en flexion maximale et en extension maximale, la différence entre les 2 mesures permettent ainsi d'obtenir la valeur de l'amplitude articulaire maximale.
La problématique majeure de cette étude est de vérifier si un vétérinaire débutant obtient des valeurs d'amplitude articulaire plus ou moins précises à partir de la méthode de Marcellin et Jaegger destinée à mesurer les articulations dans les positions de flexion et d'extension.
Cette méthode permet-elle également d'obtenir une homogénéité entre les erreurs relatives à la mesure de l'amplitude de chaque articulation ?
Quelles sont les principales difficultés rencontrées lors de mesures goniomètriques manuelles effectuées sur différentes races de chiens ?

2. But

La démarche du chien repose essentiellement sur des mouvements de flexion et d'extension au niveau des articulations bien qu'il existe des mouvements de plus faible amplitude d'abduction adduction notamment au niveau de la hanche, du carpe et des mouvements de rotation notamment au niveau de la hanche et du grasset. C'est pourquoi, l'ensemble des mesures goniométriques est réalisé afin d'évaluer l'extension maximale et la flexion maximale forcée au niveau des articulations des membres sur une population hétérogène de chiens afin d'obtenir l'amplitude maximale de la mobilité articulaire.

Le principal but de cette étude est de calculer la précision de la méthode utilisée à partir des mesures réalisées par le manipulateur sur des chiens éveillés. Cette étude permet également de vérifier pour quelles articulations les mesures sont les plus précises c'est-à-dire pour quelles articulations l'erreur relative est la plus faible et permet de vérifier si les amplitudes articulaires diffèrent significativement entre des chiens de races différentes.

3. Matériel et méthodes

a) Repères anatomiques

(1) Importance

Il est nécessaire de choisir des repères et des manipulations facilement reproductibles de manière à obtenir des mesures comparables. Or, les articulations sont constituées au minimum de 2 segments osseux ; les os présentant pour la plupart des saillies facilement localisables à la palpation, il suffit donc d'identifier une saillie osseuse dans la partie proximale de l'os et une autre dans la partie distale. La droite reliant les 2 repères doit être alignée avec le membre, il suffit alors de procéder de la même manière avec l'autre os. On obtient ainsi 2 axes sur lesquels on superpose les bras du goniomètre, le centre du goniomètre se trouvant dans l'axe de rotation de l'articulation. (**Annexe2**) Cet axe de rotation ne correspond pas toujours au centre de l'articulation et doit être préalablement localisé par des manipulations de flexion et d'extension de l'articulation [15].

(2) Présentation des repères.

(a) Le carpe

Il s'agit de l'une des articulations pour laquelle l'axe de rotation se situe dorsalement à l'articulation. Dans ce cas, l'un des bras du goniomètre est placé le long de l'axe formé par les métacarpes III et IV tandis que l'autre bras est placé le long de l'axe de l'avant bras, défini comme étant la droite reliant le condyle huméral latéral et le processus styloïde ulnaire.

(b) Le coude

Dans ce cas, la mesure de l'angle est réalisée en plaçant l'un des bras du goniomètre le long de l'axe de l'avant bras et l'autre bras le long d'un axe défini par la droite reliant l'épicondyle latéral et le point d'insertion du muscle infra-épineux sur le grand tubercule de l'humérus.

(c) L'épaule

La mesure de cet angle se réalise à l'aide de l'axe du bras défini ci-dessus et d'un axe longeant l'épine scapulaire.

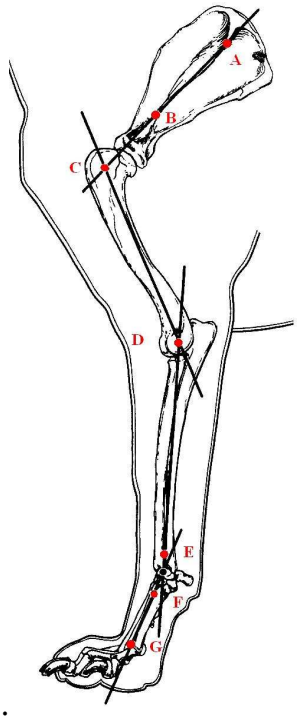


Figure 22 : Repères anatomiques du membre antérieur utilisé lors des mesures goniométriques, d'après [30] AB : épine scapulaire. C : grand tubercule de l'humérus. D : épicondyle huméral latéral. E : processus styloïde ulnaire. FG : axe des métacarpes III et IV.

- **Le tarse**

L'angle mesuré est formé par un axe longeant les métacarpes III et IV et par un axe reliant la malléole fibulaire à un point situé en arrière de la tubérosité tibiale.

- **Le grasset**

Dans ce cas, l'axe du fémur est défini par la droite reliant l'épicondyle fémoral latéral au grand trochanter. L'angle tibio-fémoral est alors mesuré à l'aide de cet axe et de l'axe longeant le tibia comme pour le tarse.

- **La hanche**

Il s'agit de l'angle le plus difficile à mesurer du fait de la présence d'une masse musculaire importante et de l'absence de saillies osseuses facilement palpables à proximité de l'articulation [19]. Dans ce cas, l'angle est formé d'un axe reliant l'épicondyle latéral au grand trochanter et d'un axe passant par le grand trochanter et parallèle à la droite définie par l'épine iliaque et la tubérosité ischiatique.

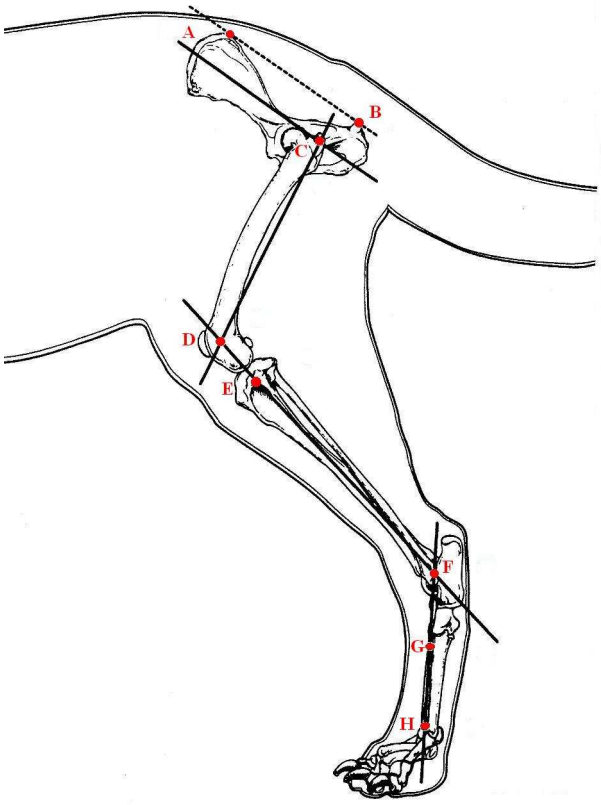


Figure 23 : Repères anatomiques du membre postérieur, d'après [30]. A : épine iliaque. B : tubérosité ischiatique. C : grand trochanter. D : épicondyle fémoral latéral. E : tubérosité tibiale. F : Malléole fibulaire. GH : axe des métacarpes III et IV.

b) Outils et techniques utilisés

Le goniomètre employé est un goniomètre simple constitué de 2 bras en plastique transparent et rigides, la graduation étant de 1°. La tranquillisation ayant peu d'effets sur les valeurs goniométriques [30], les valeurs sur les chiens seront effectuées sur des chiens vigiles, de plus, ces mesures seront réalisées sur les articulations appendiculaires d'un seul côté en l'occurrence le côté droit.

Les animaux sont placés en décubitus latéral puis l'articulation est mise en extension et le goniomètre est placé afin de relever la valeur de l'angle. La même articulation est alors mise en flexion et l'angle est mesuré. L'amplitude correspond à la différence entre ces 2 mesures.

Cette opération est réalisée 10 fois pour chaque position de l'articulation des membres ce qui représente 120 mesures goniométriques pour un seul chien.
L'ensemble des mesures est réalisé en présence du propriétaire afin d'en faciliter l'exécution.

c) Paramètres relatifs aux chiens

(1) Recueil de données

L'étude est réalisée sur 10 chiens (3 mâles et 7 femelles) de races différentes (1 épagneul, 2 labradors, 1 whippet, 1 cocker, 1 setter Gordon, 1 berger australien, 1 doberman, 1 dalmatien, 1 chien de race croisé). Différents paramètres des chiens utilisés pour les mesures goniométriques sont répertoriés ; ainsi, pour chaque chien on note le poids, la race, l'âge, la hauteur au garrot, la hauteur du membre antérieur et la hauteur du membre postérieur. La hauteur du membre antérieur est la distance qui sépare l'acromion du sol quand le chien est debout, la hauteur du membre postérieur est la distance qui sépare le grand trochanter du sol.

	Race	Age (années)	Poids (kg)	Garrot (cm)	longueur du membre antérieur (cm)	longueur du membre postérieur (cm)
Chien 1	Labrador	3	24,7	57	41	46
Chien 2	épagneul breton	2	14,1	47	35	40
Chien 3	Labrador	5	24	54	43	46
Chien 4	Croisé	4	27	63	46	58
Chien 5	Berger australien	1	25,65	60	43	51
Chien 6	Cocker	4,5	16,4	46	33	39
Chien 7	Whippet	2	14	54	39	43
Chien 8	Dalmatien	1,5	27	61	45	50
Chien 9	Doberman	7	37	73	55	58
Chien 10	Setter Gordon	4,5	33	65	53	59

Tableau 9 : Liste des chiens utilisés pour les mesures goniométriques.

(2) Examen clinique

L'étude étant réalisée sur des chiens sains, il est indispensable qu'ils ne possèdent aucun antécédent orthopédique ; par ailleurs, un examen orthopédique complet est réalisé afin de s'assurer du bon fonctionnement articulaire. On réalise tout d'abord un examen à distance, le chien au repos est observé de manière à déceler un report de poids sur un membre ou une position permettant de soulager une articulation. Ensuite, la démarche de l'animal est observée au pas et au trot afin de vérifier la symétrie de la démarche et l'absence de boiteries. L'examen à distance est suivi d'un examen rapproché comprenant une phase d'inspection et une phase de palpation. La phase d'inspection permet de détecter d'éventuels déformations ou l'amyotrophie consécutive à une boiterie. La phase de palpation permet de mettre en évidence des déformations ou la présence d'une douleur localisée. Enfin, il existe un ensemble de manipulations propres à chaque articulation permettant de mettre en évidence une éventuelle douleur ou un mauvais fonctionnement articulaire [63]. Ces manipulations sont essentielles afin d'écarter les pathologies les plus courantes telles les dysplasies du coude ou de la hanche.

4. Résultats

a) Précision de la méthode utilisée

L'amplitude moyenne de chaque articulation est calculée pour chaque chien, ensuite l'écart existant entre la plus grande valeur mesurée et la plus petite valeur mesurée des amplitudes d'une articulation est divisé par la moyenne des amplitudes afin d'obtenir l'erreur relative des mesures effectuées sur l'articulation d'un chien.
La moyenne des erreurs relatives à une articulation de tous les chiens est alors calculée ce qui permet de connaître la précision de la méthode pour chaque articulation.

	Erreurs relatives par articulation						**Moyenne des erreurs relatives pour chaque chien**
	Epaule	**Coude**	**Carpe**	**Hanche**	**Grasset**	**Tarse**	
Chien 1	0,08	0,12	0,06	0,09	0,06	0,07	**0,08**
Chien 2	0,13	0,10	0,05	0,07	0,04	0,10	**0,08**
Chien 3	0,10	0,07	0,05	0,09	0,07	0,04	**0,07**
Chien 4	0,06	0,06	0,05	0,09	0,07	0,05	**0,06**
Chien 5	0,09	0,03	0,04	0,04	0,05	0,04	**0,05**
Chien 6	0,09	0,04	0,04	0,07	0,10	0,06	**0,07**
Chien 7	0,05	0,05	0,06	0,08	0,07	0,04	**0,06**
Chien 8	0,06	0,06	0,03	0,10	0,03	0,03	**0,05**
Chien 9	0,06	0,03	0,06	0,08	0,04	0,06	**0,05**
Chien 10	0,07	0,06	0,04	0,05	0,03	0,05	**0,05**
Moyenne des erreurs relatives pour chaque articulation	**0,08**	**0,06**	**0,05**	**0,08**	**0,05**	**0,05**	

Tableau 10 : Erreur relative lors de la mesure de chaque articulation pour chaque chien.

On constate dans un premier temps que cette technique de mesure possède un faible taux d'erreur car elle n'excède pas au maximum 8%, c'est-à-dire que lorsque l'on mesure une amplitude de 100 degrés, la valeur peut être erronée de 8 degrés.
De plus, on constate que les mesures d'amplitude articulaire sont plus précises pour les articulations distales comme le carpe et le tarse mais également pour le coude et le grasset puisque l'erreur relative est de 5 à 6%.
Ce tableau indique également que la précision des mesures dépend de la conformation du chien. En effet, on constate que les mesures réalisées sur les chiens 4, 5 ,8 , 9 et10 possèdent des erreurs relatives inférieurs à 0.06. Ces chiens possèdent une hauteur au garrot supérieure à 60 cm et des membres longs ce qui facilite les prises de repères et la mise en place du goniomètre.
On note par ailleurs que l'erreur relative moyenne pour un chien diminue au cours du temps, notamment pour les 3 derniers chiens ce qui peut s'expliquer par la répétition des mesures et l'acquisition d'une certaine expérience quant à la localisation des repères et à l'utilisation du goniomètre

b) Comparaison des amplitudes de chaque articulation entre les chiens

Les amplitudes de chaque articulation ont été mesurées pour chaque chien (**Annexe 3**), des analyses statistiques permettent de calculer et de comparer les variances résiduelles, elles permettent ainsi d'obtenir une représentation graphique afin de savoir si les différentes amplitudes pour une même articulation forment un groupe homogène et si les variations autour de la moyenne sont différentes entre les chiens. L'analyse statistique consiste à réaliser une ANOVA 1 afin d'obtenir la valeur de la variance résiduelle des mesures pour chaque chien pour une articulation. Puis un test de Bartlett permet de comparer les variances des mesures pour une articulation entre chaque chien afin de vérifier si malgré la diversité des chiens, la technique utilisée permet d'obtenir un intervalle de valeurs plus ou moins identiques. La différence est dite significative entre les variances quand le degré de signification est inférieur à 5%.

(1) Les différentes amplitudes de l'épaule

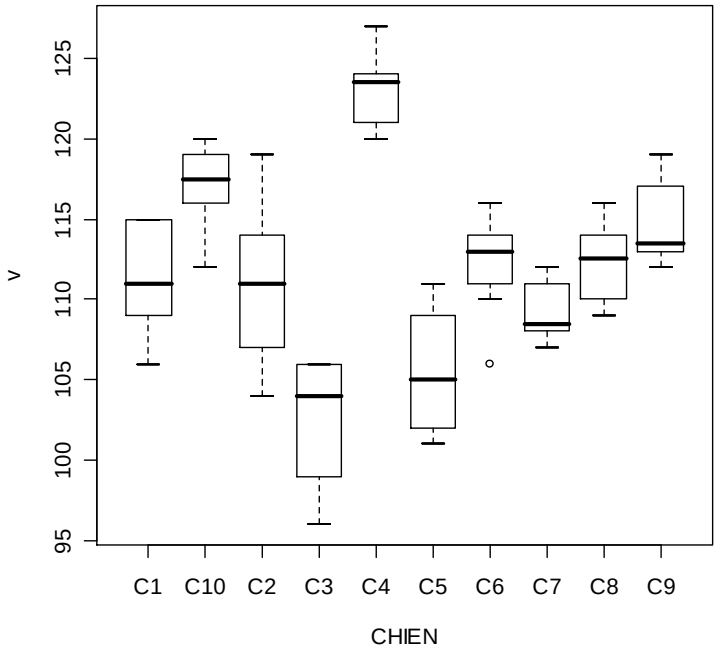


Figure 24 : Comparaison des amplitudes articulaires de l'épaule mesurées sur les 10 chiens.

L'amplitude articulaire de l'épaule sur cette population de chiens oscille entre 95 et 125°.

On constate que les amplitudes articulaires mesurées forment un groupe homogène sauf pour les chiens C3, C4 et C5. La valeur moyenne est comprise entre 110 et 115° pour le groupe possédant des amplitudes homogènes. On constate que les chiens ayant des amplitudes articulaires différentes ont une hauteur au garrot de 60 cm environ. Mais cette différence semble plutôt être liée à la race du chien qu'à leur taille.

Le chien 4 qui possède l'amplitude articulaire la plus élevée est un chien de race croisé, quant aux 2 chiens possédant les amplitudes les plus faibles, il s'agit d'un labrador et d'un berger australien. Il est néanmoins étonnant de constater une différence entre le chien 3 et le chien 1 puisqu'il s'agit de 2 labradors, cette différence peut s'expliquer par la difficulté de mesurer les angles de l'épaule ou par la différence d'âge des chiens 1 et 3.

On peut remarquer qu'il existe une plus grande marge d'erreur lors des mesures sur les 5 premiers chiens, cette différence peut s'expliquer notamment par l'acquisition d'une certaine technique et d'une certaine maîtrise au fur et à mesure des expériences. Cette constatation est d'ailleurs confirmée par le test de Bartlett puisque le degré de signification est inférieur à 5% ce qui montre que les amplitudes mesurées sur les différents chiens ont des variations totalement différentes autour de la moyenne.

(2) Les différentes amplitudes du coude

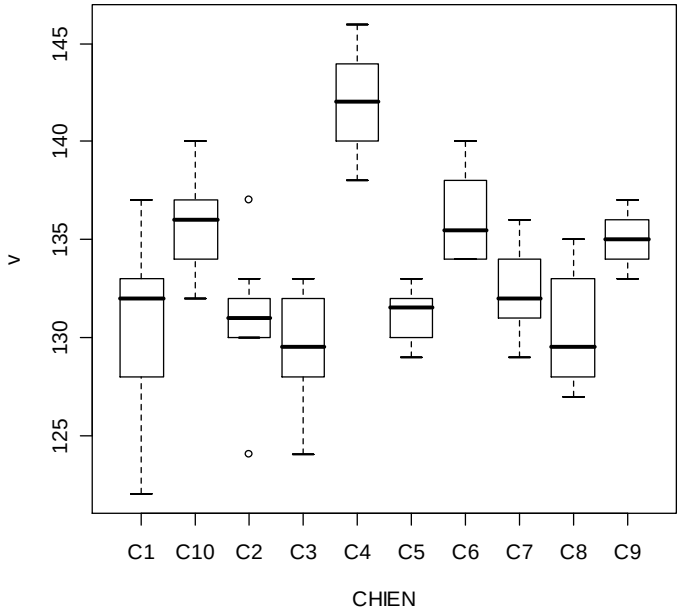


Figure 25 : Comparaison des amplitudes articulaires du coude mesurées sur les 10 chiens.

L'amplitude articulaire du coude sur cette population de chiens oscille entre 122 et145°.
On constate dans un premier temps qu'il existe un groupe homogène de chiens (C1, C2, C3, C5, C7, C8) pour lesquels la valeur moyenne d'amplitude articulaire oscille entre 130 et 135°. Trois autres chiens (C6, C9, C10) forment un groupe homogène dont la valeur moyenne est proche de 135°. L'homogénéité des valeurs pour les 2 groupes ne dépend ni de l'âge, ni de la race, ni de la taille du chien. Encore une fois, on note que le chien 4 possède une amplitude articulaire nettement plus importante (entre 140 et 145°) que les autres chiens, le fait qu'il s'agisse d'un chien de race croisé peut expliquer une telle différence.
On note également que les mesures réalisées sur les chiens C2, C5 et C9 ont une faible variation par rapport à la moyenne, cette précision des mesures ne peut s'expliquer ni par l'âge ni par la race. Seule une contention facile du coude sur ces 3 chiens peut justifier cette faible variation.
On constate également que les variations autour de la moyenne sont différentes entre les chiens, ceci est confirmé par le test de Bartlett dont le degré de signification est inférieur à 5 % ce qui montre que les variations des mesures diffèrent d'un chien à l'autre.

(3) Les différentes amplitudes du carpe

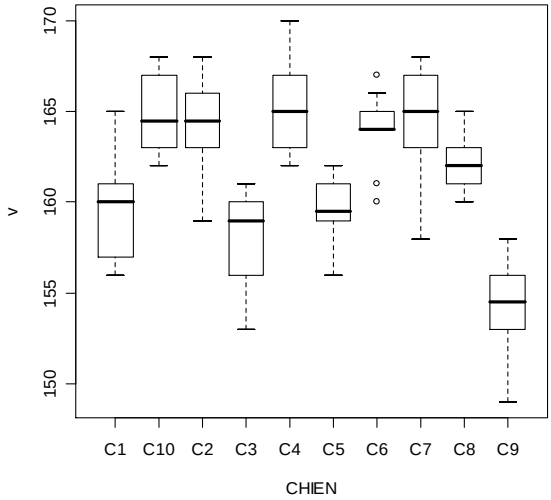


Figure 26 : Comparaison des amplitudes articulaires du carpe mesurées sur les 10 chiens.

L'amplitude articulaire sur cette population de chiens oscille entre 150 et 170°.
Le chien C9 présente une amplitude articulaire nettement inférieure aux autres chiens, le fait qu'il s'agisse d'un doberman de 7 ans peut expliquer ce résultat.
Par contre, on observe 2 groupes homogènes de chiens, l'un est constitué des chiens 1,3 et 5 dont l'amplitude moyenne est de 160°. Il est intéressant de constater que ces trois chiens possèdent des caractéristiques morphologiques similaires. Le deuxième groupe bien qu'étant constitué de chiens de morphologie et d'âge différents possède une amplitude articulaire de 165° en moyenne.
On remarque que les variations des mesures autour de la moyenne sont plus ou moins semblables d'un chien à un autre, et que les mesures sont précises à plus ou moins 5 degrés. Ceci est d'ailleurs confirmé par le test de Bartlett dont le degré de signification est supérieur à 5%, les mesures réalisées sur les différents chiens ont donc une marge d'erreur semblable.

(4) Les différentes amplitudes de la hanche

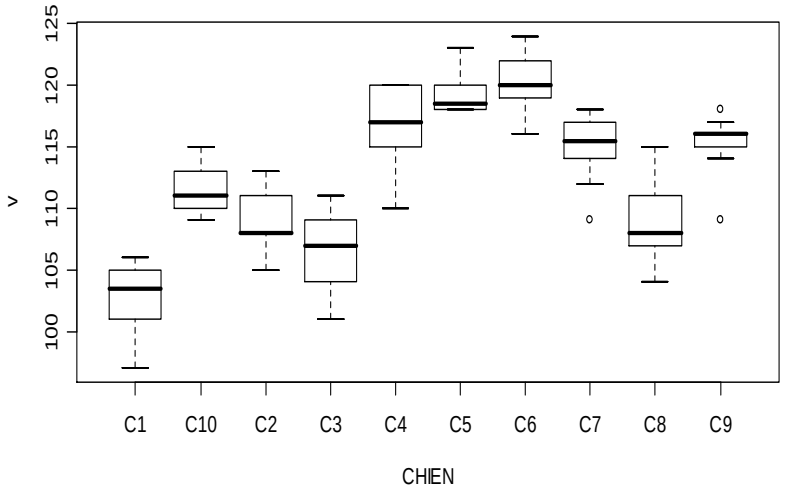


Figure 27 : Comparaison des amplitudes articulaires de la hanche mesurées sur les 10 chiens.

L'amplitude articulaire de la hanche sur cette population de chiens oscille entre 98 et 125°.
On constate à première vue que les valeurs d'amplitude articulaire diffèrent fortement d'un chien à un autre. On remarque par ailleurs que les chiens C1 et C3 qui sont des labradors possèdent une amplitude articulaire plus faible (105 à110° en moyenne) que le reste de la population. On note par contre que les chiens C4, C5 et C6 possèdent les amplitudes articulaires les plus élevées bien qu'ils ne soient pas de la même race. Le chien C9 possède une faible variation des mesures, il s'agit d'un doberman âgé et qui se laisse donc facilement manipuler. On remarque par ailleurs que les chiens C4, C5, C6, C7 et C9 ont des amplitudes moyennes semblables et oscillant entre 115 et 120 degrés bien qu'il possède des morphologies totalement différentes.
Par contre, l'ensemble des mesures réalisées sur chaque chien indique une homogénéité des variations autour de la moyenne. Ceci est confirmé par le test d'homogénéité des variances de Bartlett, en effet, le degré de signification 'p' est supérieur à 5%. Il n'existe donc pas de différence significative entre les variances des mesures d'amplitude de chaque chien. La méthode utilisée pour mesurer les angles de la hanche semble donc être une méthode donnant un panel de valeurs homogènes pour chaque chien.

(5) Les différentes amplitudes du genou

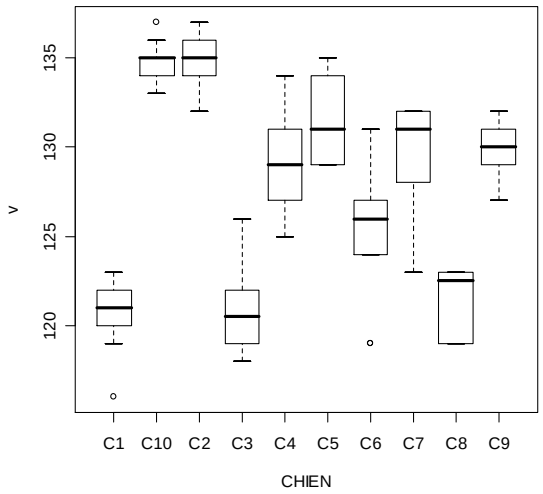


Figure 28 : Comparaison des amplitudes articulaires du genou sur les 10 chiens.

Tout comme la hanche, on observe une hétérogénéité des amplitudes du genou oscillant entre 120 et 135°.

Les chiens C1 et C3 qui sont des labradors possèdent de faibles amplitudes oscillant aux alentours de 120°. Par contre, on note que l'amplitude articulaire des chiens C10 et C2 est la plus élevée avec une valeur moyenne de 135° alors que ces chiens sont de morphologie totalement différente. En effet, il s'agit d'un Setter Gordon et d'un épagneul breton. Par comparaison avec le chien C6 possédant les mêmes caractéristiques morphologiques que l'épagneul breton, on remarque que le chien C6 possède des valeurs plus faibles mais beaucoup plus étalées. On remarque que les chiens C4, C5, C6, C7 et C9 forment encore un groupe homogène dont la valeur moyenne de l'amplitude oscille entre 125 et 130 degrés.

On note également que la précision des mesures c'est-à-dire les variations des valeurs autour de la moyenne diffère d'un chien à l'autre. Les variations des valeurs obtenues sur les chiens 1, 2, 9 et 10 sont moins importantes que celles des autres chiens. Ceci est confirmé par le test de Bartlett qui étudie l'homogénéité des variances entre chaque chien puisque le degré de signification est de 0,04 donc inférieur à 5%. Cette hétérogénéité des variations des mesures peut être imputable à de nombreux paramètres tels la méthode de mesure utilisée, la morphologie des chiens, l'expérience du manipulateur…..

(6) Les différentes amplitudes du tarse

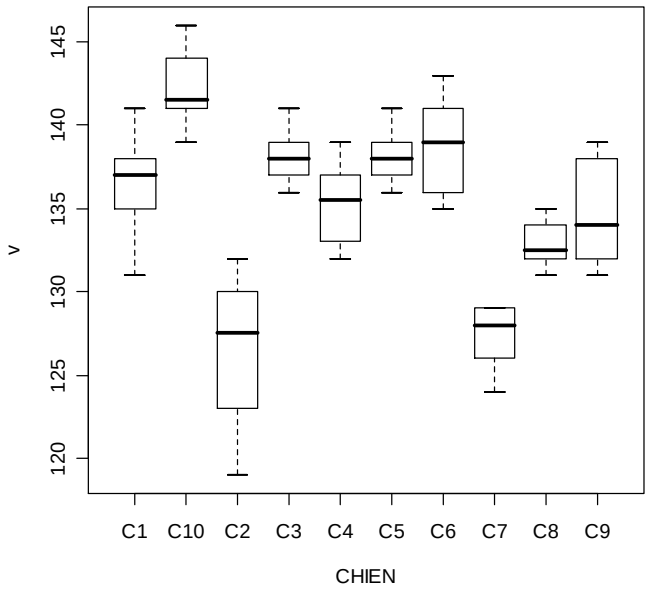


Figure 29 : Comparaison des amplitudes articulaires du tarse mesurées sur les 10 chiens.

Les amplitudes articulaires mesurées sur les chiens oscillent entre 120 et 145°.
Il existe un groupe homogène de chiens (C1, C3, C4, C5, C6) pour lesquels l'amplitude moyenne oscille entre 135 et 140°.
Les chiens 2 et 7 présentent quant à eux l'amplitude la plus faible avec une valeur moyenne de 127°, cette similitude ne peut être attribuée à la taille car le chien 2 possède une hauteur au garrot de 47 cm contre 54 cm pour le chien 7. On remarque également que l'amplitude angulaire du chien 10 est la plus importante puisqu'elle oscille entre 140 et 145°. De même les chiens 8 et 9 possèdent des amplitudes angulaires relativement proches (133° en moyenne) alors qu'ils sont de taille, d'âge et de race différentes.
On remarque également une grande disparité dans la distribution des mesures pour chaque chien, les variations des mesures sont faibles pour les chiens 3, 5, 8 et 10 alors qu'elles semblent plus importantes pour le reste de la population. Le test d'homogénéité des variances de Bartlett permet de confirmer les différences constatées graphiquement entre les variations des mesures réalisées sur chaque chien, le degré de signification étant inférieur à 5%.

c) Comparaison générale des amplitudes moyennes de chaque articulation

Si les analyses statistiques ont permis de mettre en évidence la difficulté d'obtenir des valeurs homogènes pour chaque chien par l'étude des variations autour de la moyenne, il semble utile de confronter les différentes valeurs angulaires mesurées pour chaque chien afin d'obtenir un intervalle de valeurs.

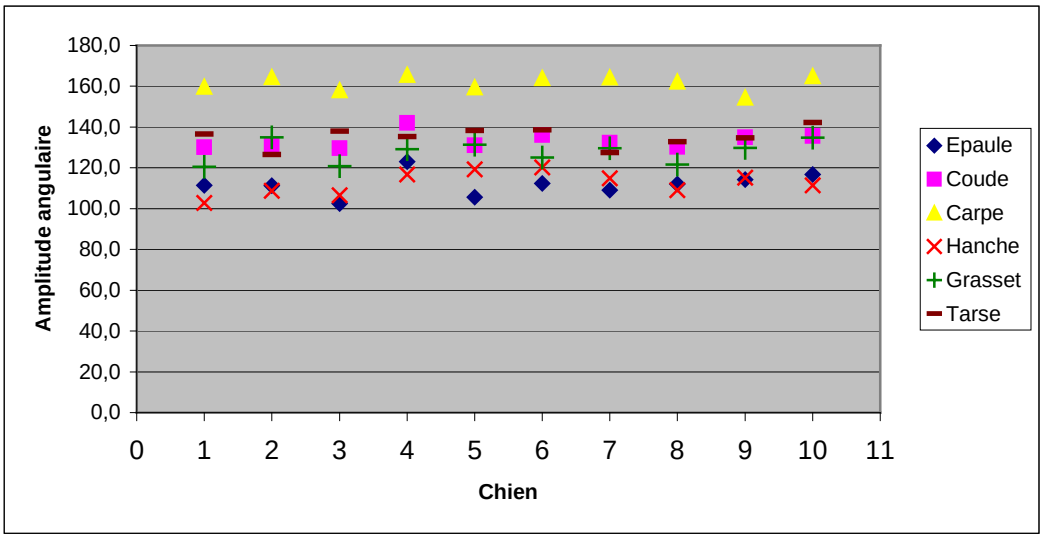


Figure 30 : Amplitudes angulaires moyennes pour chaque chien et pour chaque articulation.

Dans un premier temps, ce graphique permet de constater que le carpe possède la plus grande mobilité (150 à 165 degrés) suivi du coude (130 à 145°) et du tarse (130 à145°).Le genou possède une mobilité intermédiaire (120 à135°) ; enfin, la hanche (100 à 120°) et l'épaule (100 à 125°) ont une amplitude de mouvement beaucoup plus faible.

Dans un second temps, ce graphique montre une homogénéité de la distribution des valeurs moyennes pour le carpe, le tarse, le coude et le genou. La distribution des amplitudes moyennes de la hanche et de l'épaule est plus hétérogène, l'intervalle comprenant l'ensemble des valeurs est plus important que pour les autres articulations.

Ce graphique permet également de constater qu'il n'existe pas de relations entre le gabarit et l'amplitude articulaire. En effet, les chiens 1,3, 5 et 7 ont une hauteur de garrot semblable mais possède des amplitudes articulaires diffèrentes pour chaque articulation. Cette constation vaut également pour les chiens 2 et 6 de plus petit gabarit (46 et 47 cm de hauteur de garrot) et pour les chiens de grand gabarit 4 ,8 ,9 ,10.

On peut remarquer par ailleurs que le chien 4 de type croisé possède les amplitudes articulaires les plus importantes et ce quelque soient les articulations ; existe-il vraiment un lien entre le fait qu'il soit croisé et qu'il possède une mobilité articulaire plus importante ?.

Les amplitudes moyennes pour les chiens 1 et 3 (2 labradors) sont similaires hormis pour l'épaule, ceci révèle l'homogénéité des valeurs dans une même race comme le montre déjà l'étude de Jaegger [30]. La différence au niveau de l'épaule pe

5. Discussion

Comme peu d'études ont été réalisées sur les mesures goniométriques manuelles sur une population hétérogène de chiens, l'ensemble de la discussion concerne la méthodologie et les différents choix retenus dans cette étude.

a) Choix des chiens

Comme le travail de Jaegger [30] avait déjà étudié les mouvements articulaires des labradors, l'échantillon sélectionné pour l'étude a donc regroupé des chiens de races et de morphologie différentes. Après réflexion, pour la facilité des calculs et des analyses statistiques, il eût été plus judicieux de choisir un groupe de chiens possédant des caractéristiques morphologiques ou raciales similaires. Ce choix aurait permis d'établir un intervalle d'amplitude articulaire pour une race définie ou pour des chiens présentant la même morphologie (poids, taille).

b) Méthode de mesure

Nous avons choisi arbitrairement d'utiliser la méthode de Jaegger [30] car son étude rapportait d'excellents résultats quant à la fiabilité et la reproductibilité de sa technique lors de la mesure des angles articulaires des labradors.
Notre étude a pu confirmer la fiabilité de cette méthode puisque les erreurs relatives à la mesure de chaque articulation de chaque chien sont comprises entre 5 et 8 %. Cette technique de mesure est donc une technique simple d'utilisation et qui s'acquiert rapidement puisque les erreurs relatives diminuent au fil des mesures réalisées.
Par contre, nous avons pu constater que l'importance des variations des mesures sur une articulation ne dépendait ni du chien ni de l'articulation. Par exemple, pour le tarse, les chiens 1, 3, 5, 8 ont de faibles variations des mesures alors que pour le genou, ce sont les chiens 1,2 et 9 qui présentent des variations de moindre importance.
Toutefois, la technique utilisée pour mesurer la hanche et le carpe semble quand même donner de bons résultats puisque les variations des mesures sont les moins importantes.
.

c) Matériel utilisé

Il est difficile de pouvoir juger de l'implication du goniomètre utilisé dans les variations des mesures. De plus de nombreux paramètres concernant les chiens peuvent entraîner des variations dans nos mesures. Ainsi, la taille du chien, sa musculature, sa corpulence mais également la présence d'un pelage conséquent sont autant de paramètres qui peuvent expliquer l'hétérogénéité des résultats.
De plus, les mesures ont été réalisées sur des chiens vigiles, les mesures dépendent donc du degré de coopération de l'animal. Pour pallier à ce problème, nous avons demandé la présence ainsi que la participation du propriétaire, ce dernier permettant de tranquilliser l'animal tout en collaborant à l'expérience par la contention du membre en flexion ou en extension. Malgré ces précautions, les résultats obtenus montrent qu'il aurait été préférable de tranquilliser médicalement l'animal ce qui aurait nécessité au préalable le consentement du propriétaire.

6. Conclusion

La technique utilisée permet d'obtenir des mesures plus ou moins fiables afin d'estimer la mobilité articulaire sur des chiens statiques. Cette première étude permet de mettre en évidence sur cette population de chiens une mobilité plus importante au niveau du carpe, du tarse du coude et du genou. Par contre, la mobilité est plus réduite sur les articulations de la hanche et de l'épaule. Il serait néanmoins nécessaire de réaliser d'autres études sur des populations homogènes de chiens afin d'obtenir des valeurs références.
Il semble par ailleurs qu'il n'existe pas de relations avec la taille du chien puisque les différentes amplitudes mesurées diffèrent entre des chiens de gabarits similaires. Cette étude confirme que l'amplitude angulaire dépend essentiellement de l'architecture squelettique des chiens.

Néanmoins, la technique utilisée dans cette étude peut être employée dans des domaines comme la chirurgie ou la physiothérapie puisqu'elle permet d'estimer avec plus ou moins de précision l'amplitude angulaire d'un membre ce qui peut être intéressant lors du suivi post chirurgical ou de la rééducation.

B. Etude électrogoniomètrique

1. Justificatif

Le matériel utilisé dans l'expérience d'Adrian [3] était imposant et devait être adapté au chien utilisé pour l'expérience électrogoniomètrique alors que les électrogoniomètres actuellement utilisés chez l'homme sont légers et moins invasifs. De plus, cette étude électrogoniomètrique s'est limitée à l'étude du membre postérieur à deux allures que sont le trot et le pas et elle n'a permis d'étudier les variations angulaires que dans un seul plan, celui de la flexion et de l'extension. D'autres analyses cinématiques comme la capture d'image et l'analyse tridimensionnelle ont été réalisées sur des chiens sains et ont étudié ces variations angulaires lors de la marche ou du trot [28], [15]. Néanmoins, ces récentes techniques d'analyse de la démarche nécessitent un matériel onéreux et important ainsi qu'un local spécialement aménagé. Toutefois, ces études nous seront nécessaires afin de comprendre les différents mouvements articulaires relevés par l'électrogoniomètre et afin de comparer les courbes et les valeurs des amplitudes angulaires au niveau de chaque articulation. .

2. But

Le but principal de cette étude est de contribuer à l'utilisation d'un électrogoniomètre à utilité humaine chez le chien et d'étudier les variations angulaires des articulations du membre dans 2 plans différents : celui de la flexion/extension et celui de l'abduction/adduction.

Il s'agit donc dans un premier temps de présenter le matériel utilisé et de comprendre le mode de fonctionnement de l'appareil.

Puis les objectifs sont :

- de valider les paramètres angulaires de l'électrogoniomètre utilisé.
- de décrire les variations angulaires des articulations lors du pas et du trot du chien
- de comparer les résultats avec d'autres études cinématiques

3. Matériel

a) Description

(1) Présentation générale

Le matériel Data LINK hardware est constitué de 2 unités centrales, d'une unité d'alimentation, d'une unité de mesure, à savoir l'électrogoniomètre en lui-même, et de différents câbles permettant de relier les différentes unités entre elles mais aussi de connecter l'électrogoniomètre à l'unité centrale et de relier l'ensemble à l'unité d'enregistrement et d'analyse constitué par un micro-ordinateur et un logiciel. Différentes électrodes permettent de vérifier la bonne connexion entre tous les éléments.

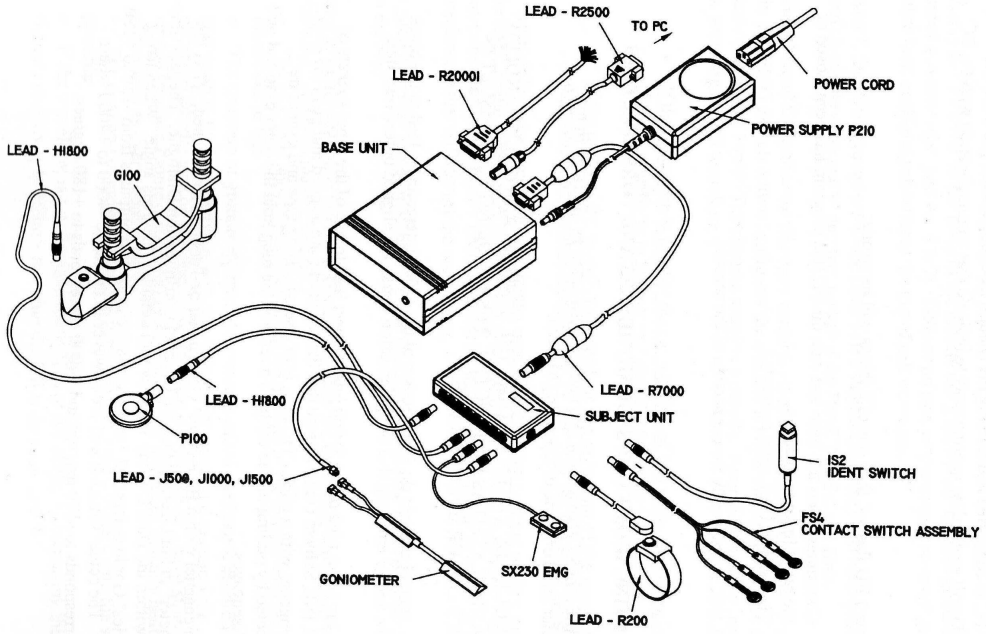
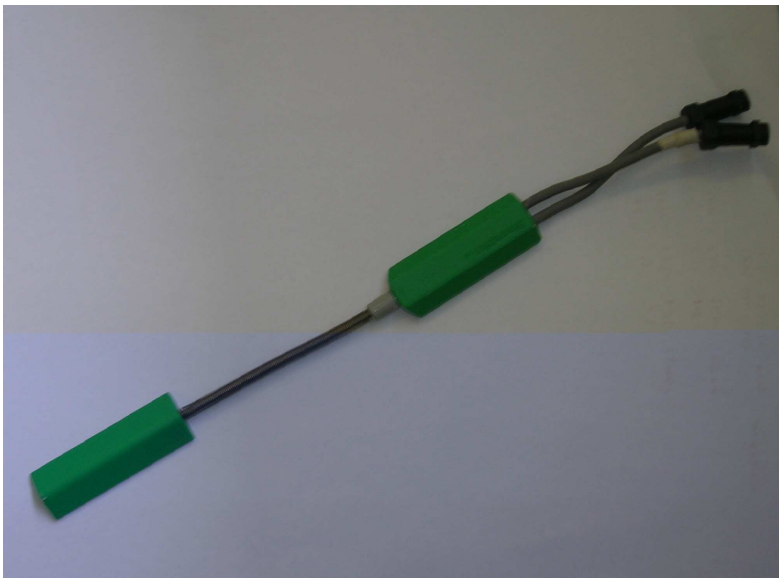


Figure 31 : Représentations du matériel Data Link, d'après [7].

(2) Dispositif de mesure :

L'électrogoniomètre utilisé pour cette étude est un goniomètre à axe double appelé SG 110 et élaboré par Biometrics Ltd. La série SG 110 a l'avantage de pouvoir mesurer les amplitudes angulaires dans 2 plans différents c'est-à-dire la flexion/extension et l'abduction/adduction ; dans le domaine humain, cette série est d'ailleurs conçue pour mesurer les amplitudes d'extension/flexion du coude, de la cheville et du cou, l'amplitude des flexions latérales du cou ainsi que l'amplitude des mouvements d'inversion/éversion au niveau de la cheville. Il est constitué d'un ressort susceptible de s'étirer de 7,5 à 11cm. Aux deux extrémités, on trouve un bras en plastique d'environ 5,5 cm de longueur composé d'une face plane qui s'applique à la peau et d'une face triangulaire. Deux prises sont reliées à l'extrémité du bras proximal contenant les résistances et transmettent les informations à une unité centrale. Contrairement à l'électrogoniomètre utilisé dans l'étude d'Adrian, ce modèle ne nécessite pas d'être mis dans l'axe de l'articulation et n'impose pas l'installation d'une armature extérieure.



Photographie 8: Présentation du goniomètre SG 110, {crédit E.Viguier}

(3) Logiciel d'acquisition des données

L'acquisition des données est effectuée par le logiciel DataLINK conçu pour fonctionner sur windows® 98,2000 et XP ; les variations angulaires sont perçues au niveau du capteur qui les traduit en micro ampère puis le logiciel Data Link permet de transformer ces variations d'intensité en variation angulaire. Ce logiciel permet également d'analyser les données fournies par un électromyographe et un dynamomètre.

Il est possible par ailleurs de configurer les propriétés relatives à l'enregistrement à savoir le canal informatique utilisé, le titre de ce canal, la sensibilité du canal, l'appareil utilisé sur ce canal, le taux de données enregistrées par seconde, la tension des sorties et l'échelle de l'axe des ordonnées.

Dans le cas de l'électrogoniomètre et de notre étude, le taux de données enregistrées sera de 100/s, le reste des paramètres étant déjà réglé automatiquement par le programme pour l'électrogoniomètre. Les amplitudes angulaires mesurées sont modélisées sous forme de courbe dite « Waveform » dont les valeurs sont comprises entre -180 et 180°. Ainsi, suivant l'articulation étudiée, les courbes présenteront des valeurs négatives ou positives ou oscillant entre le positif et le négatif.

Dans le cas de l'électrogoniomètre, le logiciel fournit des paramètres spatiaux à la fin de l'enregistrement. Il donne ainsi la valeur minimale et la valeur maximale des angles ainsi que la médiane de la courbe. Il est par ailleurs possible de réaliser un agrandissement sur une partie de la courbe afin d'observer les variations angulaires sur une foulée ou sur un cycle. On peut ainsi connaître la durée d'une foulée, la connaissance simultanée de la vitesse de déplacement sur un tapis roulant permet alors d'obtenir la longueur d'une foulée.

Le logiciel est également équipé de différentes fonctions qui permettent d'obtenir notamment la vélocité angulaire.

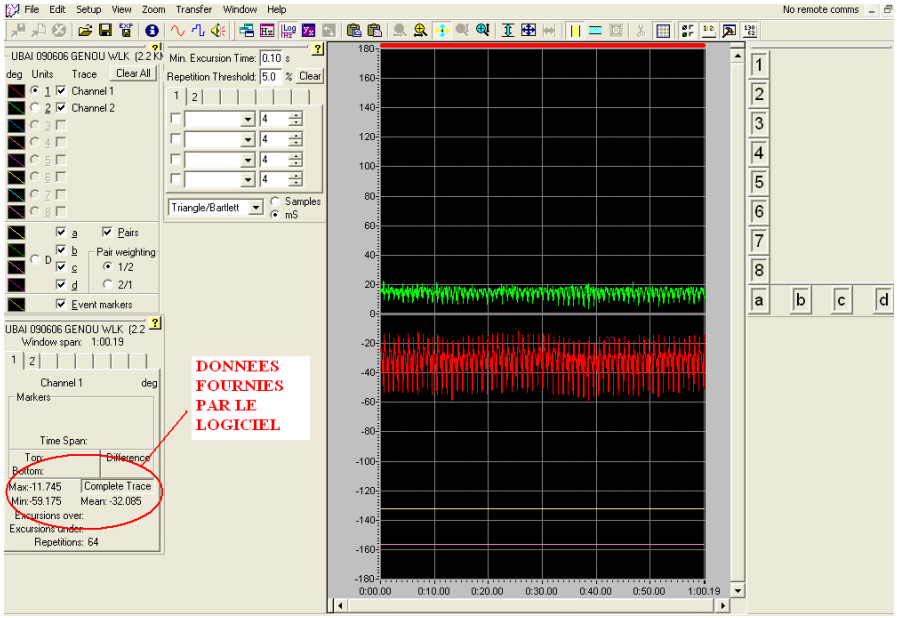


Figure 32 : Présentation des goniogrammes et des données fournies par Data Link (flexion et extension en rouge, abduction et abduction en vert), à partir de l'exemple du genou.

b) Mode de fonctionnement

(1) Présentation

La rotation d'un des bras par rapport à l'autre autour de l'axe X-X est mesurée en utilisant le câble gris alors que la rotation d'un des bras par rapport à l'autre autour de l'axe Y-Y est mesurée en utilisant le câble vert. Les mesures réalisées autour de l'axe X-X ou Y-Y sont indépendantes des déplacements linéaires le long de l'axe Z-Z. [6].

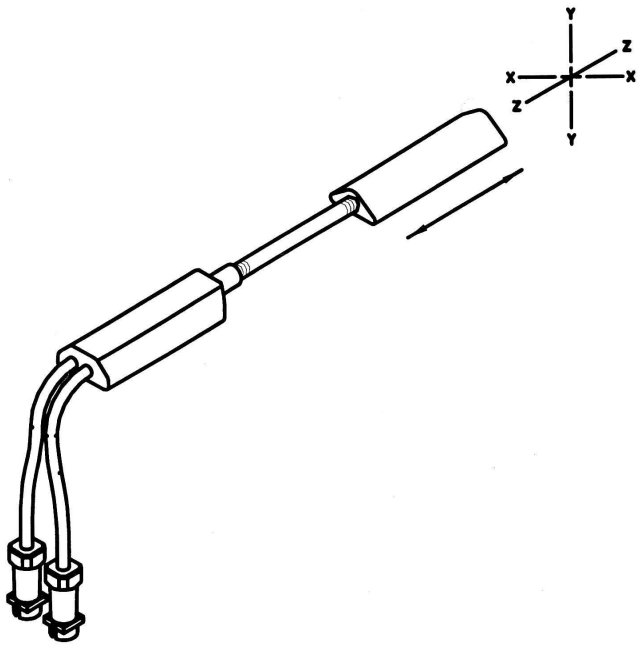


Figure 33 : Présentation de l'électrogoniomètre SG110, d'après [6].

Un changement d'angle articulaire entraîne une variation proportionnelle de la résistance au courant électrique à travers le système, l'échelle étant calibrée de manière à convertir des microampères en degrés.

Cette série de goniomètre présente une position « neutre » pour laquelle la valeur des angles est égale à zéro ; dans cette position, le potentiomètre et les bras sont alignés le long de l'axe Z-Z. Dans le cadre de notre étude, nous nous intéresserons à l'axe X-X et à l'axe Y-Y car les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction sont réalisés respectivement dans ces 2 axes.

- Axe X-X

Ainsi, pour l'axe X-X, les variations positives ou négatives dépendent du côté où est placé l'électrogoniomètre mais également de l'articulation mesurée. Ainsi, si la variation enregistrée est positive pour l'articulation d'un côté, elle sera négative de l'autre côté.

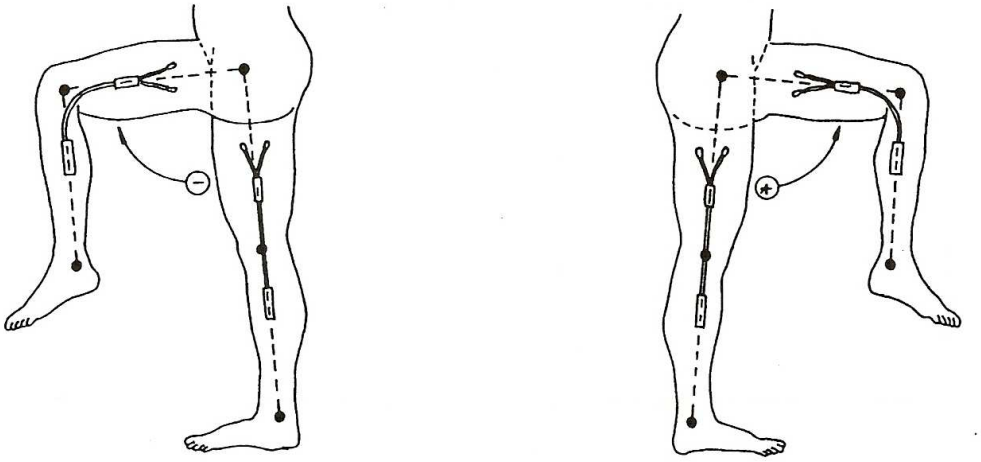


Figure 34 : Variations angulaires suivant le membre étudié, d'après [6].

Si le deuxième bloc ou bras distal se trouve à droite, en vue de face, de la position neutre, l'électrogoniomètre mesure l'angle à partir du deuxième bras jusqu'à la position neutre, c'est-à-dire dans le sens inverse de la trigonométrie. Il donne ainsi une valeur négative de l'amplitude angulaire en degrés. A l'inverse, si le deuxième bras se trouve en avant de la position neutre, l'électrogoniomètre affiche une valeur positive.

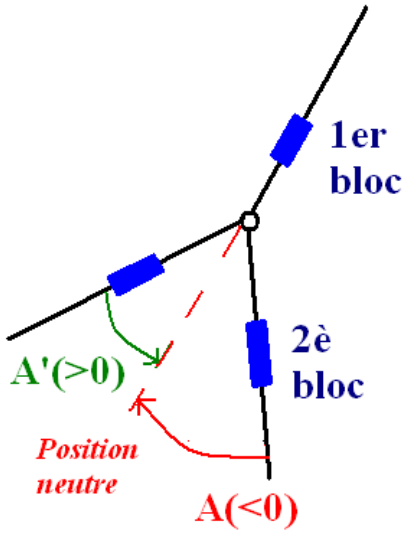


Figure 35 : Représentations des variations positives ou négatives suivant la position de l'électrogoniomètre dans l'axe X-X.

Cette remarque a son importance car suivant les articulations et le côté étudié, l'appareil donne une valeur positive ou négative de l'amplitude angulaire.
Par exemple, pour le membre gauche, la valeur des variations angulaires est toujours positive pour le coude, la hanche, le tarse mais est négative pour le grasset et l'épaule. Le carpe quant à lui présente des valeurs négatives et positives car il s'agit de la seule articulation capable de s'étendre à plus de 180° [30] et de dépasser la position neutre entraînant un changement de signes. Lorsque l'électrogoniomètre est placé sur le membre gauche, la valeur négative maximale pour le grasset et l'épaule correspond à l'extension alors que la valeur minimale correspond à la flexion. Pour le tarse, le coude et la hanche, la valeur positive maximale correspond à la flexion et la valeur positive minimale à l'extension. Pour le carpe, la valeur maximale représente l'extension maximale et la valeur la plus faible représente la flexion maximale du carpe.

Lorsque l'électrogoniomètre est placé sur le membre droit, les variations positives ou négatives sont inversées pour chaque articulation.

- Axe Y-Y

Concernant l'axe Y-Y pour les mouvements d'abduction/adduction, les valeurs indiquées par l'électrogoniomètre sont également négatives ou positives suivant le sens de déplacement et la position de l'électrogoniomètre par rapport à la position neutre. Mais dans ce cas, le côté où est situé l'électrogoniomètre ne change pas la positivité ou la négativité de l'amplitude articulaire mesuré.

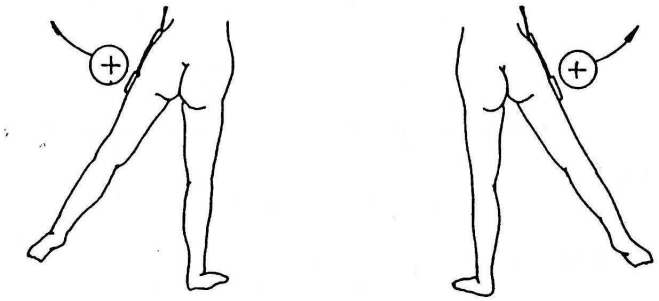


Figure 36 : Représentation des variations positives lors des mouvements d'abduction, d'après [6].

Ainsi, les valeurs croissantes correspondent donc à des mouvements d'abduction du membre alors que les valeurs décroissantes correspondent aux mouvements d'adduction du membre.

(2) Modifications des valeurs d'extension/flexion

Les valeurs données par l'ordinateur représentent donc les variations d'amplitude angulaire par rapport à la position neutre. Pour faciliter la lecture des courbes et obtenir des valeurs d'extension/flexion positives pour toutes les articulations, il est nécessaire de transformer les valeurs angulaires par rapport à la position neutre en une valeur absolue de l'angle existant entre les 2 bras.

Hormis le carpe, l'extension maximale ne dépasse jamais 180° ; suivant les articulations et leur angulation naturelle, la valeur donnée par l'appareil sera toujours positive ou toujours négative. Dans ce cas, la valeur B souhaitée est égale à 180° auquel il faut enlever la valeur absolue de Â. Cet angle B correspond à la valeur de l'angle donné par la méthode goniomètrique manuelle.

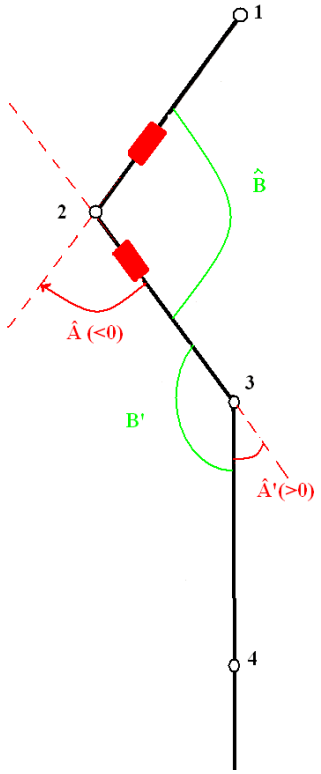


Figure 37 : Représentations schématiques des valeurs mesurées par l'électrogoniomètre (rouge) et des valeurs souhaitées (vert). 1 : sommet de la scapula. 2 : épaule. 3 : coude. 4 : carpe

On a donc en résumé **B= 180 - | Â|.** Cette formule est valable pour toutes les articulations et quelque soit le côté excepté pour le carpe ; elle permet ainsi d'avoir accès à la valeur de l'angle comme s'il était mesuré manuellement

Comme nous l'avons vu, le cas du carpe est un peu plus compliqué du fait des mouvements qu'il permet.
Dans le cas du carpe gauche, l'électrogoniomètre indique une valeur positive lors de l'extension car cette articulation a la particularité de posséder une extension supérieure à 180°.

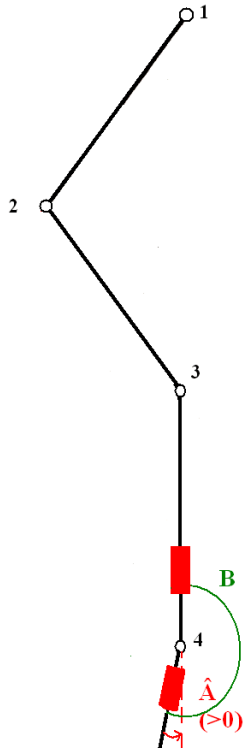


Figure 38 : Représentations schématiques de la valeur mesurée par l'électrogoniomètre (rouge) et des valeurs souhaitées (vert) au niveau du carpe gauche en extension. 1 : sommet de la scapula. 2 : épaule. 3 : coude. 4 : carpe.

Dans ce cas, l'électrogoniomètre donne une valeur positive correspondant à la valeur de l'angle qui existe entre la position du deuxième bras par rapport à la position neutre (0°). De même, les amplitudes articulaires de flexion du carpe gauche sont négatives. Dans ce cas, l'angle B mesuré manuellement est égal à l'angle Â donné par l'électrogoniomètre auquel on ajoute 180°.
Donc **$B_{carpe\ gauche}$= 180 + Â**

Par contre, pour le carpe droit, le sens de variation est inversé, les angles de flexion seront positifs et les angles d'extension seront négatifs. Dans ce cas, l'angle mesuré manuellement est égal à 180° auquel il faut soustraire la valeur de l'angle mesuré par l'appareil.
Donc **$B_{carpe\ droit}$= 180 - Â**

c) Présentation du chien de l'étude

(1) Caractère et morphologie

Le chien utilisé pour l'expérience est une femelle labrador de 3 ans pesant 24 kg, la hauteur au garrot est de 57 cm, la hauteur du membre antérieur est de 42 cm et la hauteur du membre postérieur est de 49 cm.
Ce choix ne s'est pas fait au hasard mais à partir de 2 critères.
Tout d'abord, il est nécessaire d'avoir un chien calme se laissant facilement manipuler afin de positionner et de fixer l'appareil dans les meilleures conditions. Il faut par ailleurs qu'il s'habitue facilement et rapidement à se déplacer sur un tapis roulant puisque les mesures électrogoniomètriques seront enregistrées au pas, au trot et au galop sur un tapis roulant. Le chien s'est d'ailleurs totalement prise au jeu et a vite appris à se déplacer sur le tapis.
De plus, étant donné la taille de l'électrogoniomètre, il faut un chien plus ou moins longiligne permettant de placer les bras de l'électrogoniomètre notamment aux extrémités des membres.
L'utilisation d'un labrador se révèle donc être un choix judicieux car il regroupe ces 2 critères, de plus, de nombreux étudiants de l'Ecole vétérinaire sont propriétaires de labradors.
L'étude nécessite un chien indemne de toutes boiteries, il est donc nécessaire de s'assurer du bon fonctionnement articulaire du chien choisi.

(2) Statut orthopédique

Dans ces antécédents orthopédiques, le chien A a présenté un épisode de panostéite à l'âge de 12 mois au niveau des os longs fémoraux, radiaux et ulnaires, cette pathologie est auto-résolutive et est sans conséquence sur le statut orthopédique actuel du chien A.

Tout comme pour les chiens utilisés lors de l'étude goniométrique, un examen à distance est réalisé afin d'observer la symétrie de la démarche et afin d'observer le chien au repos. L'examen rapproché est effectué de manière rigoureuse et est constitué de palpations et de manipulations afin d'exclure dans un premier temps d'éventuels douleurs musculaires et articulaires [63]. Cet examen est approfondi au niveau du coude afin d'écarter la présence d'une dysplasie du coude. Ainsi, des manipulations d'extension permettent d'exclure une douleur au niveau du processus anconé alors que des mouvements de flexion et de rotation permettent d'exclure une douleur au niveau du processus coronoïde médial et des condyles huméraux [63]. De même, une attention toute particulière a été portée à l'articulation coxo-fémorale afin d'exclure la présence d'une dysplasie de la hanche. Ainsi, aucun signe d'Ortolani n'a pu être mis en évidence au niveau des 2 articulations coxo-fémorales. Cette manipulation est effectuée sur un chien en décubitus dorsal, les fémurs étant perpendiculaires au sol. Elle consiste à attraper les genoux en flexion afin d'exercer une pression en direction de la table. Puis les cuisses sont placées en abduction, si le signe est positif un mouvement prononcé est ressenti lorsque la tête fémorale reprend place dans l'acétabulum [63].
L'examen orthopédique du genou, du tarse et du carpe ne révèlent aucune anomalie.
Cet examen orthopédique est complété par une analyse de la démarche sur le tapis de marche GaiteFour afin de s'assurer du statut orthopédique sain du chien.

	Durée appui	Durée relative	Pression maximale	Nombre maximal de capteurs activés	Angle (amplitude du mouvement de la foulée)
Symétrie gauche/droite	0,99	0,985	1,035	1,04	1
Symétrie antérieur/postérieur	1,08	1,0925	1,6475	1,275	1,055
Symétrie Antérieur gauche /Droite	1,0375	0,99	0,9875	1,0025	1
Symétrie Postérieur gauche/Droite	0,9425	0,9375	0,915	0 ,99	1,0125

Tableau 11 : Paramètres relatifs à l'analyse de la marche au moyen du système de tapis de mesure des pressions GaitFour™ .

Les valeurs correspondent aux moyennes des mesures de 4 à 5 foulées pour 4 passages sur le tapis à l'allure d'une marche au pas. Ce dispositif a été validé chez le chien par l'étude de LE QUANG [37] : Chez le chien sain, les valeurs des indices de symétrie doivent être théoriquement égales à 1. L'indice de symétrie antérieurs / postérieurs est théoriquement égale à 1,5 pour la pression maximale et à 1,3 pour le nombre maximal de capteurs activés au cours d'une foulée. L'analyse de la démarche réalisée par le tapis de force permet d'affirmer que Ubaye ne présente pas de défauts de symétrie, de plus, il regroupe tous les critères indispensables à l'étude électrogoniomètrique.

4. Méthode

a) Validation des paramètres spatiaux

L'utilisation de l'électrogoniomètre chez le chien nécessite des essais préalables. Une partie des essais a été réalisée afin de comprendre le mode de fonctionnement de l'appareil. Mais il a fallu également vérifier la précision de l'appareil par rapport à un goniomètre manuel, étalonner l'appareil avant d'exporter les données sur le logiciel Excel.

(1) Première méthode

L'électrogoniomètre a été fixé sur les bras d'un goniomètre manuel afin de comparer les valeurs fournies par l'électrogoniomètre quand le goniomètre est placé à 0°, 40°, 60°, 90°, 120° et 150°.

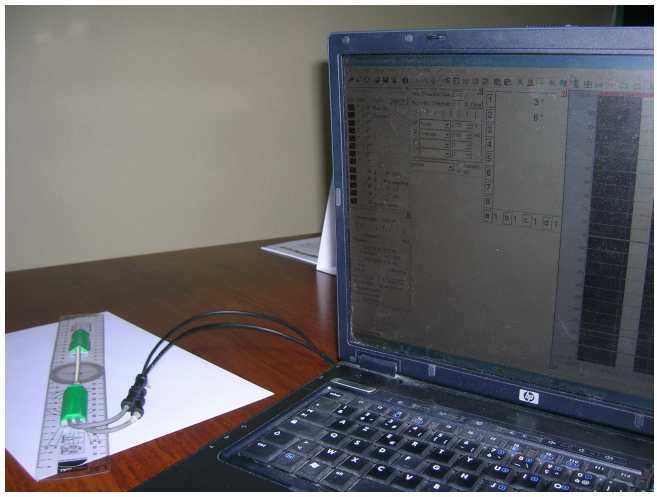


Figure 39 : Etude de la précision de l'électrogoniomètre, {crédit E.Viguier}.

(2) Deuxième méthode

L'erreur est présente depuis la position neutre à 0°, comme l'électrogoniomètre mesure l'amplitude angulaire depuis cette position, il est intéressant de calculer l'angle mesuré par l'électrogoniomètre en tenant compte de l'erreur du départ afin d'obtenir la valeur de l'angle réellement mesuré puis de calculer l'erreur absolue et l'erreur relative. Ces données nous permettront de connaître la précision de l'électrogoniomètre.

Ainsi, l'électrogoniomètre a été de nouveau placé sur un goniomètre classique. Le manipulateur relève la valeur fournie par l'électrogoniomètre lorsque le goniomètre indique 0°. Cette valeur sera retranchée à toutes les valeurs angulaires fournies par l'électrogoniomètre.

Lors des trois essais réalisés, le goniomètre manuel est positionné afin de mesurer les amplitudes angulaires tous les 10 degrés. (**Annexe 4**)

b) Etude des variations angulaires lors de la locomotion d'un chien

(1) Mise en place de l'électrogoniomètre

(a) But

Quelque soit la mise en place et le mode de fixation retenus, une tonte périphérique large des articulations étudiées est réalisée pour supprimer les effets parasites liés au poil et pour faciliter la pose de l'électrogoniomètre.
La fixation de l'électrogoniomètre sur les membres nécessite l'utilisation de matériels comme le ruban adhésif, l'élastoplaste®. Néanmoins, cette fixation ne doit pas gêner le chien et doit permettre des mouvements physiologiques lors de la marche, du trot ou du galop sinon les valeurs relevées par l'électrogoniomètre seront erronées et ne seront pas représentatives de la mobilité articulaire au cours des déplacements. De plus, le système de fixation de l'électrogoniomètre doit être assez stable afin que l'appareil ne puisse bouger lors de l'expérimentation et ce pour les mêmes raisons. Il faut donc trouver un système qui permet d'assurer une stabilité suffisante à l'appareil sans gêner l'animal.

(b) Mise en place

Afin de suivre le plus fidèlement possible les mouvements des segments osseux, les bras de l'électrogoniomètre sont en général disposés suivant les axes définis par les repères osseux utilisés pour les mesures manuelles. Par ailleurs, il est important lors de la mise en place de ne pas faire subir de contraintes au potentiomètre matérialisé par un ressort, il faut pour cela éviter de l'étirer à son maximum ou de le laisser dans sa position minimale.

- Au niveau du carpe

Le bras proximal de l'électrogoniomètre est placé sur la face latérale de l'avant bras au milieu de l'os ulnaire. Le bras distal est placé quant à lui au niveau des os métacarpiens III et IV.

- Au niveau du coude

Le bras proximal est placé entre le tubercule majeur et le condyle huméral latéral. Il est par ailleurs essentiel de le placer entre le biceps et le triceps afin de limiter les erreurs liées aux mouvements des muscles. Le bras distal est disposé au milieu de l'avant bras sur la face latérale.

- Au niveau de l'épaule

Différents essais ont été réalisés en s'appuyant sur les valeurs donnés par l'électrogoniomètre afin de les comparer aux valeurs manuelles mesurées sur Ubaye. Dans ce cas, le bras proximal de l'électrogoniomètre doit être placé juste en arrière de l'épine scapulaire et le bras distal est disposé sur le bras entre le tubercule majeur et l'épicondyle latéral huméral.

- Au niveau du tarse

Tout comme le carpe, les bras de l'électrogoniomètre sont disposés sur des surfaces planes. Ainsi, le bras proximal de l'électrogoniomètre est disposé sur la face latérale de l'Ulna dans la partie inférieure du corps charnu du muscle tibial crânial et du muscle long extenseur des doigts. Le bras distal est situé entre les métatarses III et IV.

- Au niveau du grasset

Dans ce cas, l'électrogoniomètre est disposé sur le grasset placé légèrement en extension. Le bras proximal est placé parallèlement ou sur la ligne formée par le grand

trochanter et l'épicondyle latérale fémorale. Le bras distal est, quant à lui, positionné sur la droite formée par la tubérosité tibiale et la malléole fibulaire au milieu de la jambe.

- Au niveau de la hanche

La mise en place sur la hanche est la plus difficile du fait de l'angulation naturelle, de la masse musculaire et de l'absence de repères osseux facilement identifiables dans la région du bassin. Néanmoins, le bras proximal est positionné au niveau de l'épine iliaque parallèlement à la ligne formée par l'épine iliaque et la tubérosité ischiatique tandis que le bras distal est situé sur la ligne formée par le condyle huméral latéral et le grand trochanter.

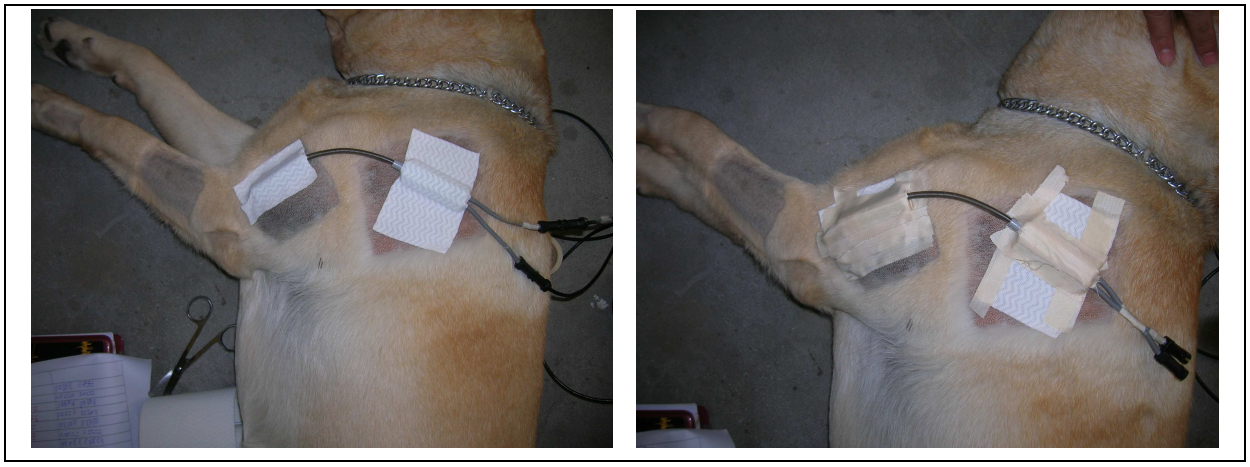
(c) Premiers essais de fixation

Quelque soit le système choisi, la face plate des bras est recouverte d'un scotch double face qui permet une première fixation sur la peau préalablement tondue. Néanmoins, il s'est avéré que cette simple fixation ne suffisait pas à maintenir l'électrogoniomètre notamment quand le chien se déplace. C'est pourquoi il a fallu trouver un système permettant de stabiliser l'électrogoniomètre afin de mesurer les amplitudes articulaires lors du déplacement de l'animal. Ainsi, les premiers essais ont été réalisés à l'aide de scotchs simples puis avec du ruban adhésif (Sparasyval ®) mais il s'avéra rapidement que ce système d'attache était gênante pour le chien notamment au niveau du coude et du grasset car le ruban était enroulé autour du bras et de la cuisse et procurait une douleur et une gêne importante du fait des frottements avec le pli du grasset et de l'aine.

Concernant les articulations de l'épaule et de la hanche, la première mise en place effectuée consistait à fixer l'électrogoniomètre à l'aide d'un système en croix. Toutefois ce système ne s'est pas montré fiable car il se décrochait lors du trot et du galop. Concernant les articulations du tarse et du carpe, il s'est avéré que le fait d'enrouler les bras de l'électrogoniomètre à l'aide de Sparasyval® suffisait à stabiliser l'appareil du fait des surfaces osseuses planes et de la présence de muscles peu développés. Néanmoins, il faut prendre garde à ne pas serrer le scotch trop fort de manière à ne pas perturber les mouvements au niveau de ces articulations.

(d) Techniques de fixation employées

Après les différents essais réalisés et testés lors de la marche, une des techniques retenues pour fixer et stabiliser l'électrogoniomètre notamment au niveau de l'épaule, du coude, du grasset et de la hanche, consistait à appliquer sur le bras de l'électrogoniomètre une bande Biplast® de forme rectangulaire. Cette première fixation était ensuite consolidée à l'aide de Sparasyval® disposée parallèlement et sur les 4 côtés de la bande de Biplast®. Par contre, la fixation du bras de l'électrogoniomètre sur la jambe, les métatarses, l'avant bras et les métacarpes s'effectue en l'enroulant de Sparasyval®.



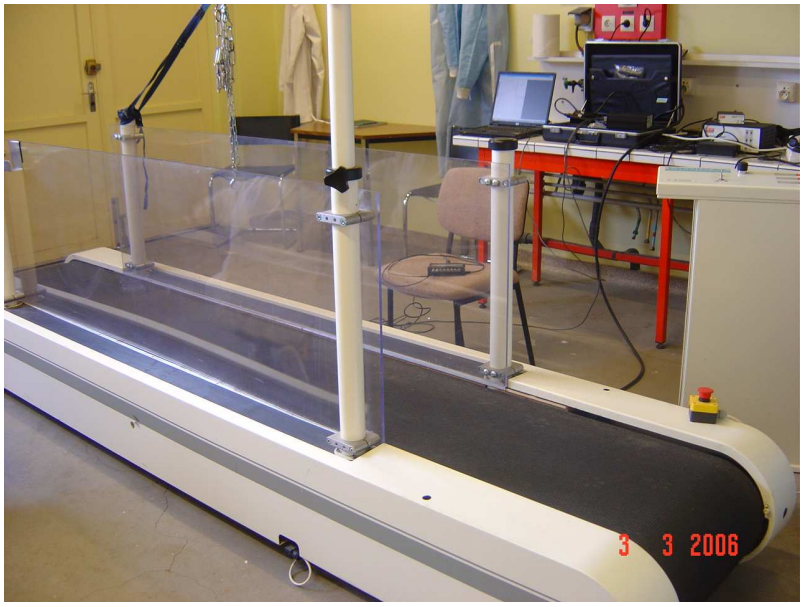
Photographie 9 : Exemple de fixation de l'électrogoniomètre sur l'épaule, application de biplast® (gauche) et fixation définitive à l'aide de Sparasyval® (droite).

Un des buts de l'étude est de vérifier la fiabilité du positionnement des bras en plastique de l'électrogoniomètre ainsi que la stabilité du système de fixation. Il s'agira donc de réaliser des mesures pendant le pas et le trot et d'exploiter les données fournies par l'appareil à l'aide d'un programme ou macro conçu spécialement.

(2) Analyse goniométrique de la démarche à différentes allures

(a) Description d'une séquence d'enregistrement

La totalité des enregistrements ont été réalisées sur les articulations des membres antérieur et postérieur gauches. Une fois l'appareil fixé au niveau de l'articulation à étudier, le chien A est installé sur le tapis roulant du laboratoire « médecine et chirurgie expérimentale animale- EA3090 de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon ».



Photographie 10 : Présentation du matériel utilisé lors de l'étude électrogoniomètrique.

La vitesse du tapis est réglée de manière à ce que le chien se déplace au pas (0,61m/s), et au trot (2,22m/s). Deux séquences de 30 secondes sont alors enregistrées pour chaque articulation et pour chaque allure, ces enregistrements ont été réalisés sur plusieurs jours afin d'obtenir un panel assez large de goniogrammes pour chaque articulation aux différentes allures et afin d'accorder du répit au chien A.

Toutes les données sont matérialisées sous forme de goniogrammes par le logiciel Data Link avant d'être exportées vers une macro développée avec Excel.

(b) La macro de Microsoft Office Excel

Nous avons développé, grâce à la collaboration du Docteur Le Quang, une macro de calculs sur Excel Microsoft Office pour exprimer les données exportées du logiciel Data Link sous forme graphique et pour calculer de nouveaux paramètres.

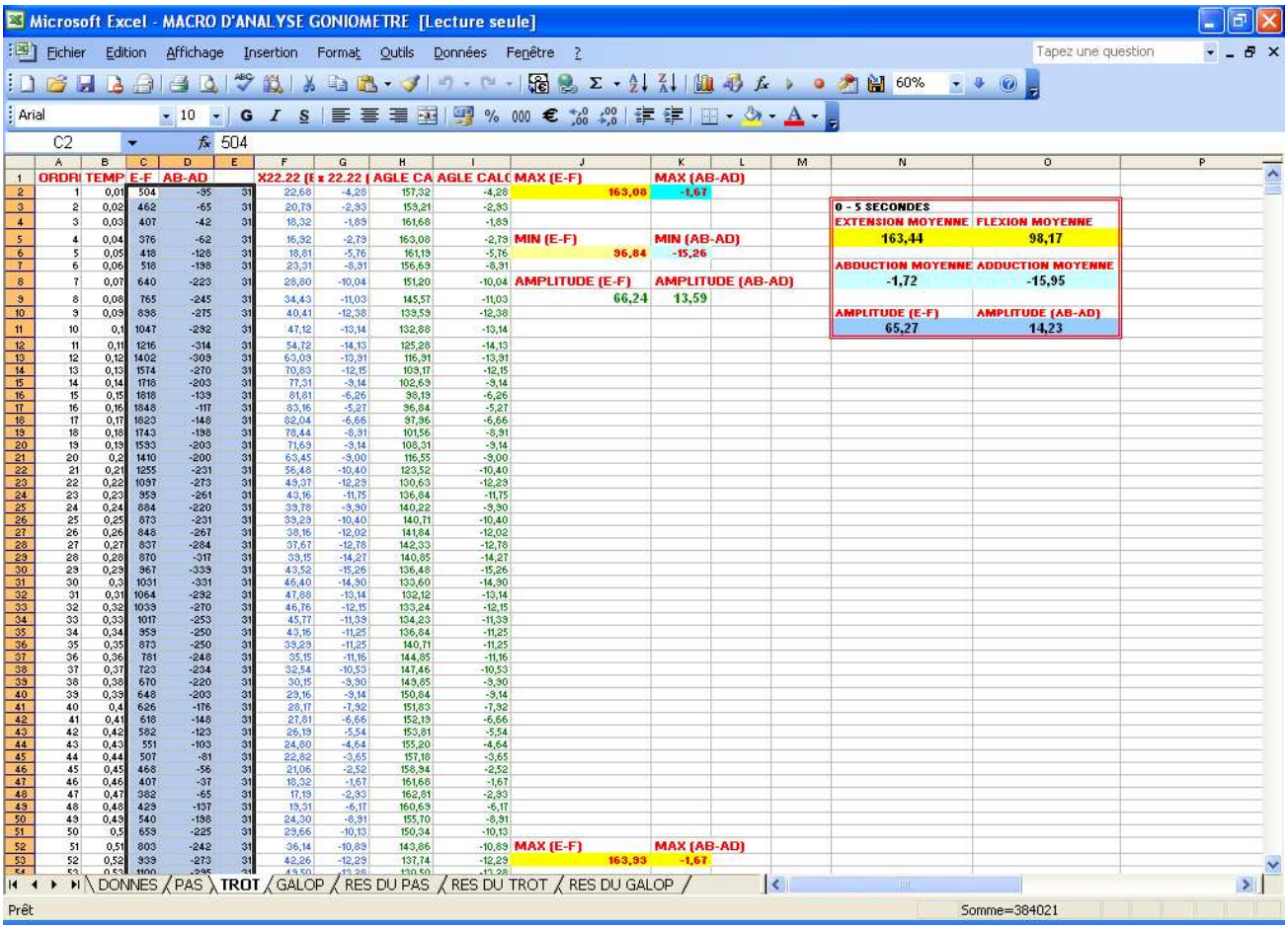


Figure 40 : Exemple de fiche d'importation et de calcul des données sur Excel pour une séquence d'enregistrement.

Cette macro permet d'étudier les variations angulaires sur des séquences de 5 secondes préalablement sélectionnées pour leur régularité et leur constance parmi toutes les séquences de 30 secondes. .

Les nouveaux paramètres obtenus par calcul avec cette macro sont pour chaque articulation et pour chaque allure :

- La valeur moyenne des angles d'extension maximale sur les 5 secondes
- La valeur moyenne des angles de flexion maximale sur les 5 secondes
- L'amplitude angulaire moyenne maximale lors des mouvements de flexion et d'extension
- La valeur moyenne des angles d'abduction maximale sur les 5 secondes
- La valeur moyenne des angles d'adduction maximale sur les 5 secondes

- L'amplitude angulaire moyenne maximale lors des mouvements d'abduction et d'adduction

Cette macro permet également d'obtenir une représentation graphique des variations angulaires des mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction sur une séquence de cinq secondes, ces courbes permettent ainsi de décrire les mouvements au niveau de l'articulation pendant le déplacement du chien au pas et au trot.

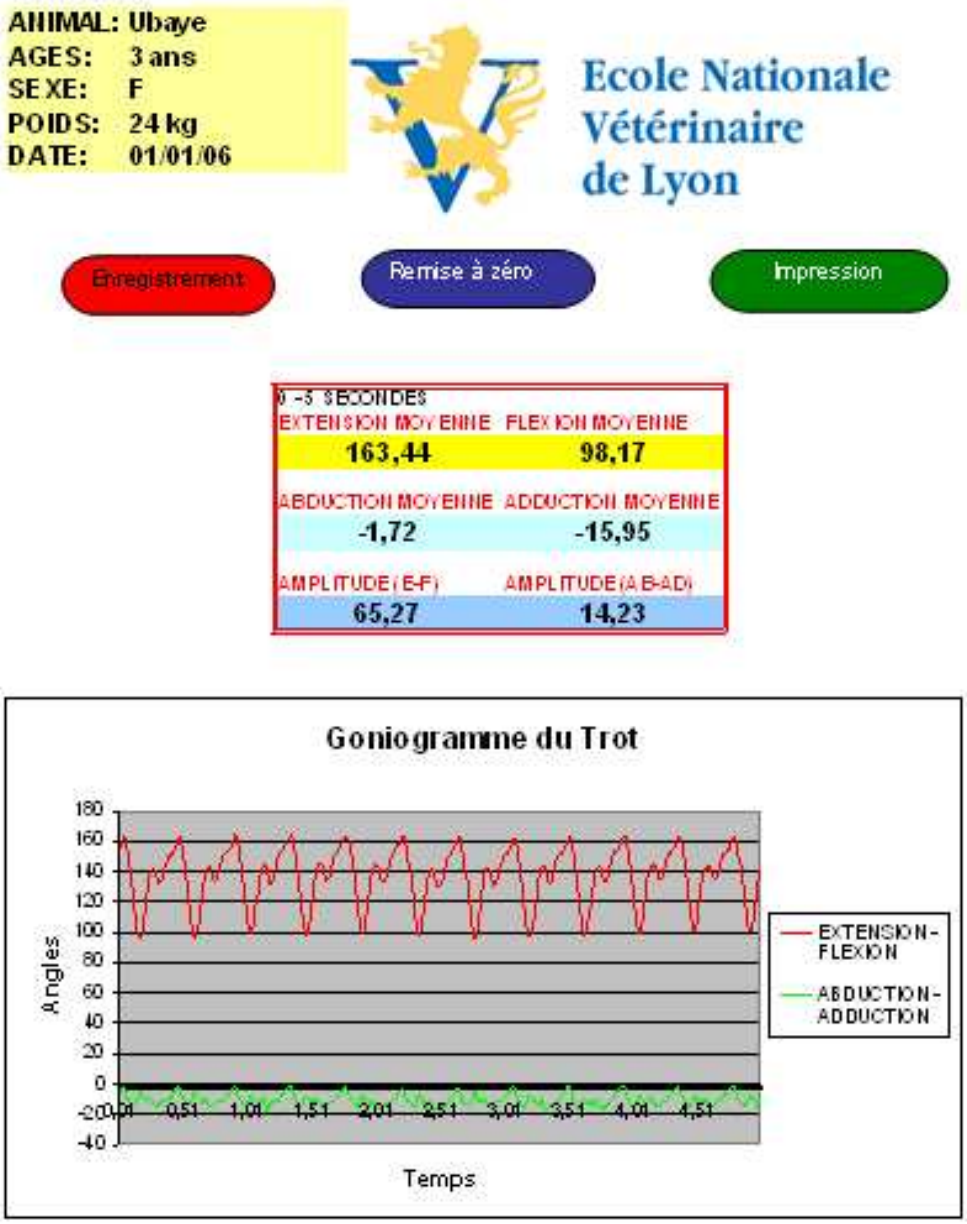


Figure 41 : Présentation des résultats de l'analyse cinématique du coude lors du trot du chien Ubaye, calculés avec la macro de la fiche précédente.

5. Résultats

a) Validation des mesures angulaires

(1) Première méthode

Valeur manuelle imposée	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Différence moyenne
0°	5	7	7	**6,33**
40°	45	45	45	**5**
60°	66	66	67	**6,33**
90°	98	99	98	**8,33**
120°	125	127	128	**6,67**
150°	158	157	158	**7,67**

Tableau 12 : Comparaison entre les valeurs manuelles et les valeurs affichées par l'électrogoniomètre.

Sur les 6 mesures, il existe donc une différence importante entre les valeurs affichées par l'électrogoniomètre et les valeurs imposées par le goniomètre manuel. La différence moyenne totale sur ces 6 valeurs est de 6,72 °, mais ceci peut correspondre à une erreur de lecture de la part du manipulateur et à un défaut de précision du goniomètre manuel utilisé puisqu'il existe une différence moyenne de 6,33° dés la mesure manuelle de l'angle à 0°. Il parait étonnant qu'un appareil électronique possède une telle marge d'erreur dés le départ et il semble plus logique de l'attribuer au matériel utilisé (goniomètre manuel).

Comme l'erreur est présente depuis la mise en place de l'électrogoniomètre sur le goniomètre, il semble donc plus judicieux de travailler sur les différences d'angle afin d'éliminer l'erreur initiale.

(2) Deuxième méthode

Mesures électrogoniomètriques	Erreur (degré)	Erreur relative (%)	Coefficient de corrélation
Essai 1	1,33 ± 1,11	2,82 ± 2,52	0,99976
Essai 2	1,4 ± 0,74	2,22 ± 1,62	0,9997
Essai 3	1,67 ± 0,72	2,82 ± 2,68	0,99987

Tableau 13 : Valeurs des erreurs absolues et relatives sur les mesures électrogoniomètriques des trois essais.

On observe :

- Pour le premier essai, une erreur absolue variant de **0°** à **3°** (moyenne **1,33**°), l'erreur relative moyenne sur les mesures étant de **2,82%** et variant de 0 à 9,09 %.
- Pour le second essai, une erreur absolue variant de **0°** à **3°** (moyenne **1,4°**), une erreur relative moyenne sur les mesures de **2,22%** variant de 0 à 4,76%.
- Pour le troisième chien, une erreur absolue variant de **1°** à **3°** (moyenne **1,67**°) et une erreur relative moyenne sur les mesures de **2, 82%** variant de 0,66 à 9,09%.

Les coefficients de corrélation entre les valeurs goniométriques et électrogoniomètriques sont de **0,99976**, de **0,9997** et de **0,99987**.

Pour tous les essais, l'erreur absolue moyenne est inférieure à 2 degrés, l'électrogoniomètre possède donc une précision intéressante. De plus, il faut également tenir compte de l'erreur liée à la lecture de l'angle sur le goniomètre manuel. Cette erreur peut être aussi bien due au manipulateur qu'au goniomètre, il se peut donc que l'électrogoniomètre possède une précision plus importante. On remarque par ailleurs que l'erreur absolue est plus importante lors de la mesure des angles d'amplitude moyenne (60°, 70° et 80°).
Lors de chaque essai, l'erreur relative devient inférieure à 1% à partir de 110°.
Bien que l'erreur relative moyenne soit assez faible sur les trois essais, il est important de noter que les erreurs relatives les plus élevées sont observées lors de la mesure d'angles de faible amplitude et peuvent atteindre 9,09%. (**Annexe 4**)

b) Etude électrogoniomètrique des articulations lors du pas et du trot

(1) Paramètres spatiaux et temporels

Bien que ces paramètres ne soient pas fournis directement par le logiciel Data Link ou la macro développée sur Excel, ils peuvent être déduits à partir d'une analyse des différentes courbes représentant les variations angulaires des articulations au cours d'une allure.

(a) Fréquence des foulées

L'analyse descriptive des courbes obtenues aux différentes allures permet dans un premier temps de déterminer approximativement le nombre de cycle par unité de temps. En considérant qu'un cycle correspond à une foulée, on peut donc connaître le nombre de foulées par unité de temps, c'est-à-dire la fréquence de la foulée.
Ainsi, l'étude des différents goniogrammes de toutes les articulations enregistrées au pas (0,61m/s) indique que le chien réalise environ une foulée toutes les secondes.
Au contraire, lors du trot (2,22m/s), le chien réalise environ 2 foulées toutes les secondes.
Un essai au galop (5,55m/s) montre que la fréquence des foulées est d'environ 3 par secondes.
Ces données recueillies à partir des enregistrements électrogoniomètriques indiquent que la fréquence des foulées est corrélée à la vitesse de déplacement, ainsi, le chien s'adapte à l'augmentation de la vitesse en augmentant sa fréquence de foulées.

(b) Durée et longueur de la foulée de chaque membre aux différentes allures

Le logiciel Data Link permet à l'aide d'un curseur de sélectionner une partie de la courbe et fournit la durée correspondant à la zone sélectionnée.
Il est donc possible de sélectionner un cycle représentant un mouvement articulaire complet afin de connaître la durée d'une foulée pour le membre antérieur gauche et le membre postérieur gauche à partir des courbes goniomètriques de chaque articulation.
Ainsi, il est possible de connaître pour chaque allure la durée de la foulée du membre antérieur à partir des goniogrammes du carpe, du coude et de l'épaule. De même, les goniogrammes de la hanche, du genou et du tarse permettent d'obtenir la durée de la foulée du membre postérieur gauche pour chaque allure.
Comme la vitesse de déplacement est imposée donc connue, on peut calculer la longueur de la foulée pour les 2 membres étudiés au pas et au trot.

$$\boxed{\text{Longueur de la foulée} = \text{vitesse} \times \text{durée de la foulée}}$$

La moyenne de la longueur de la foulée pour un membre a été calculée à partir des valeurs obtenues sur 5 séquences enregistrées au niveau des articulations composant le membre (**Annexe 5**).
La longueur d'une foulée pour le membre antérieur gauche est en moyenne de 0,57 m au pas et de 0,99 m au trot.
La longueur d'une foulée pour le membre postérieur gauche est en moyenne de 0,57m au pas et de 0,97 m au trot.
Le chien s'adapte à l'augmentation de vitesse en augmentant sa fréquence de foulée mais aussi la longueur de sa foulée.

(2) Analyse goniométrique des différentes articulations appendiculaires

Dans cette partie, nous allons décrire les goniogrammes des articulations lors du pas et du trot en s'appuyant sur les valeurs moyennes calculées pour chaque articulation à partir de 5 séquences de 5 secondes enregistrées à différentes date, celles-ci étant présentées dans les tableaux 12 et 13 de la partie discussion.
La description des mouvements articulaires à partir des goniogrammes est réalisée à l'aide de la vidéographie réalisée par le Dr Simon Beaudequin [5], celle-ci permettant de distinguer les différentes phases de la foulée, notamment la phase d'appui et la phase de soutien. Dans ces séquences vidéographiques du pas et du trot, les mouvements des segments osseux sont matérialisés par des rubans d'adhésif surlignés en rouge. Il est ainsi possible de suivre les différents mouvements articulaires lors des phases d'appui et de soutien de la démarche du chien.
Par contre, les courbes fournies sont des séquences types des mouvements de l'articulation pour une expérience à un moment donné, en effet, s'il est possible de calculer la moyenne des valeurs de 5 expériences différentes, il est difficile pour des raisons techniques d'obtenir une courbe moyenne de 5 expériences. C'est pourquoi, nous avons choisi des courbes dont les valeurs de flexion et d'extension se rapprochent le plus des valeurs moyennes des tableaux 12 et 13, il se peut néanmoins que les courbes d'abduction et d'adduction fournissent des valeurs différentes des valeurs moyennes.

(a) La hanche

Les goniogrammes ont une allure régulière et cyclique concernant les mouvements de flexion et d'extension, par contre les mouvements d'abduction/adduction relevés par l'appareil semblent plus irréguliers.

✓ Au pas

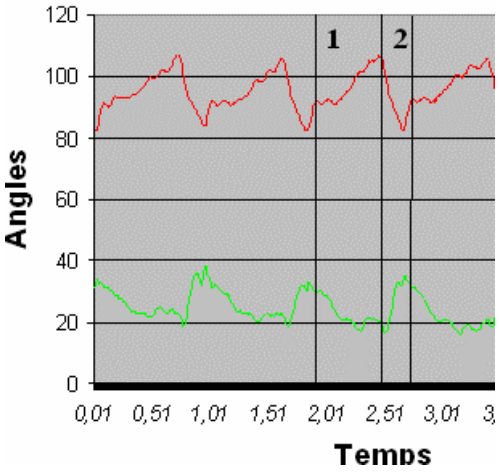


Figure 42 : Représentations graphiques des variations angulaires de la hanche lors du pas. 1. Phase d'appui. 2. phase de soutien (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction).

Lors de la phase de soutien, on observe une flexion brève avec un pic à **89,9°** ainsi qu'un mouvement d'abduction dont le pic à **44°** correspond au pic de flexion. Le chien ramène le membre postérieur vers l'avant en l'écartant légèrement vers l'extérieur préparant ainsi l'embrassée du terrain, correspondant à une légère extension.

La phase d'appui commence par un replat lors de la phase d'amortissement, la hanche exécute alors une extension progressive tout au long de l'appui pour atteindre un pic à **110,6°.** L'ensemble du mouvement de soutènement est corrélé à une adduction progressive dont le pic à **30,1°** correspond au pic d'extension maximale. Le chien rentrerait légèrement son membre avant la propulsion.

Il faut toutefois remarquer que l'interprétation des mouvements d'adduction/abduction est rendue difficile du fait de la présence de masses musculaires importantes (muscle vaste latéral entre autre) au niveau du bras distal. Il semble donc indispensable de comparer ces courbes avec d'autres études cinématiques sur la hanche.

On peut noter néanmoins que les mouvements sont très limités au niveau de la hanche puisque l'amplitude de flexion/extension est de **20,7°** et l'amplitude d'abduction/adduction est de **13,9°.**

✓ Au trot

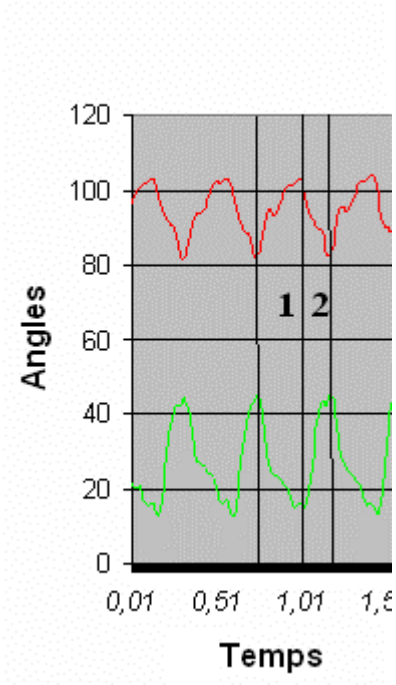


Figure 43 : Représentations graphiques des variations angulaires de la hanche lors du trot. 1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction).

Lors de la phase de soutien, la phase de ramener et d'embrassée est constituée par une flexion rapide atteignant un pic à **88,2°** °liée à un mouvement d'abduction de la hanche atteignant parallèlement et au même moment un pic à **48,5°.**

Lors de la phase d'appui, la phase d'amortissement est marquée par une disparition du replat au profit d'une extension plus rapide, la phase de soutènement est suivie d'un léger rebond lors de la mise en extension de la hanche qui atteint ensuite un pic à **106,9°** au moment de la propulsion. L'ensemble de ce mouvement est accompagné d'un mouvement d'adduction avec un léger replat correspondant au rebond constaté lors du mouvement d'extension ; la hanche atteint à la fin de ce mouvement d'abduction un pic à **24,1°.**

L'amplitude des mouvements reste faible, l'amplitude de flexion/extension diminue par rapport au pas et atteint **18,7**° alors que l'amplitude des mouvements d'abduction/adduction augmente pour atteindre **24,4°.**

Les mouvements réalisés par la hanche seraient donc plus rapides et plus limités dans le plan sagittal alors que les mouvements dans le plan frontal sont plus amples.

Il faut là encore relativiser ces données car il peut exister une marge d'erreur liée à la fixation de l'appareil et à la présence d'une masse musculaire conséquente, seule la comparaison avec d'autres études nous permettra de conclure quant à la fiabilité des mouvements décrits par l'électrogoniomètre notamment dans le plan frontal.

(b) Le genou

L'appréciation globale des courbes montre un aspect régulier et cyclique des mouvements dans le plan sagittal, les mouvements dans le plan frontal semblent quant à eux plus ou moins réguliers et répétitifs.

✓ Au pas

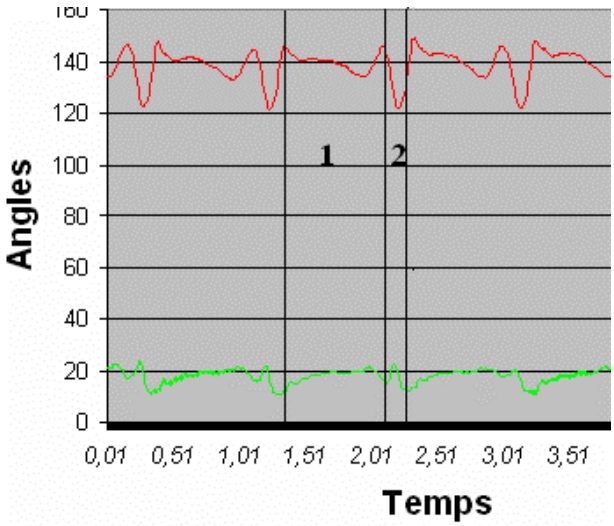


Figure 44 : Représentations graphiques des variations angulaires du genou lors du pas. 1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction).

La phase de soutien est caractérisée par un rapide mouvement de flexion qui atteint un pic à **119,8°** juste avant l'appui, ce pic est associé à un pic d'abduction à **21,7°**. Comme nous l'avons vu, lors de la flexion, le tibia subit une rotation interne qui n'est pas décelée par l'électrogoniomètre mais qui pourrait correspondre au mouvement d'abduction. Ainsi, la jambe s'écarte légèrement vers l'extérieur afin de ramener le membre, l'embrassée du terrain est réalisée par une extension associée à une adduction du genou à **10,5°,** le chien rentre légèrement la jambe juste avant l'appui. .

Au cours de la phase d'appui, le genou présente un mouvement d'extension lors de la phase d'amortissement et atteint un pic à **151,4°**.

L'ensemble de la phase de soutènement est marqué par une flexion progressive du genou puis la propulsion est caractérisée par une extension brutale atteignant un deuxième pic à environ **150°**. L'ensemble de l'appui est constitué par un mouvement d'abduction progressif et faible au niveau du genou comme si le chien poussait vers l'extérieur.

L'amplitude de flexion/extension est de **31,6°** alors que les mouvements d'abduction/adduction sont beaucoup plus réduits avec une amplitude de **11,2°**. Ces données confirment le rôle majeur de l'articulation du grasset dans le plan sagittal alors que les mouvements sont plus réduits dans le plan frontal. Elles ne fournissent aucuns renseignements quant à l'exécution des mouvements dans le plan horizontal à savoir les mouvements de rotation externe et interne.

✓ Au trot

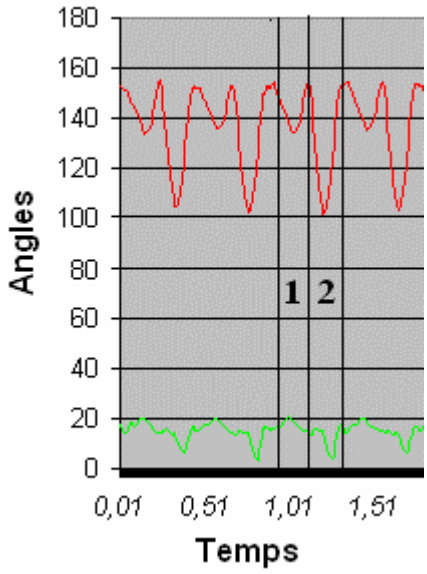


Figure 45 : Représentations graphiques des variations angulaires du genou lors du trot.
1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction).

Les courbes de flexion/extension ont changé d'aspect avec la disparition du plateau lors de la phase d'appui.
Ainsi, lors de la phase de soutien et notamment lors de la phase de ramener, on observe une flexion rapide du genou jusqu' à un pic à **106°**. La phase d'embrassée est marquée par une extension du genou atteignant un pic à **153°**. La phase de soutien est caractérisée par un premier mouvement d'adduction atteignant **9,4°** suivi d'une abduction.
La phase d'amortissement à savoir le début de l'appui a lieu après le pic d'extension, on observe ainsi une flexion atteignant environ 130° ainsi qu'un pic d'abduction à **22,6°** lors de la phase de soutènement. La propulsion correspond au deuxième pic d'extension légèrement inférieur au premier.
Malgré leur régularité, les mouvements d'abduction/adduction décelés par l'électrogoniomètre peuvent très bien correspondre aux mouvements des muscles de la cuisse auquel est attaché le premier bras de l'électrogoniomètre, il est donc difficile de les analyser.
De plus, l'amplitude des mouvements d'abduction/adduction reste très faible et est de l'ordre de **13,2°** ce qui est peu différent de la valeur trouvée au pas, le genou possède donc essentiellement des mouvements de flexion et d'extension dont l'amplitude est de **47°.**

(c) Le tarse

Les courbes sont cycliques et régulières quels que soient les allures et les mouvements.

✓ Au pas

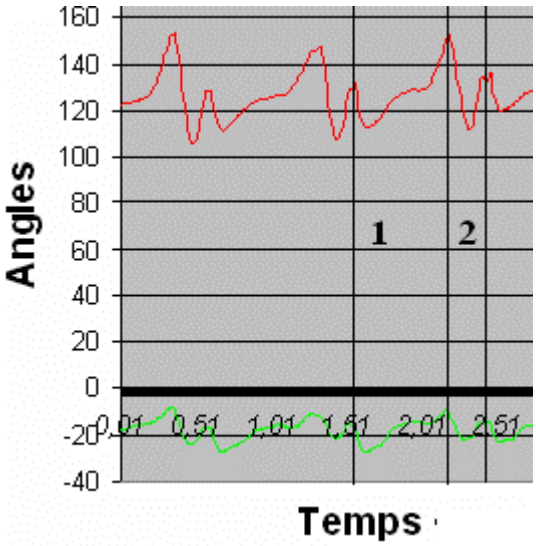


Figure 46 : Représentations graphiques des variations angulaires du tarse lors du pas
1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction).

La phase d'appui commence par un premier pic d'extension estimé à 130° au moment de l'amortissement, puis le tarse se fléchit légèrement avant d'effectuer une extension croissante qui se termine par un pic à **158,1°** au moment de la propulsion.
Lors de la phase de ramener du membre, le tarse se fléchit pour atteindre un pic à **115°,** la phase d'embrassée du terrain est constituée par une légère extension atteignant 130°.
Par ailleurs, lors de chaque flexion, on constate un mouvement d'adduction du tarse, le pic étant de **-24,1°** et correspond au pic de flexion observé lors de la phase de soutien. Le tarse présente donc un mouvement de varus lors de chaque flexion.
Au contraire, lors des mouvements d'extension, le tarse présente un mouvement d'abduction qui ramène le tarse dans l'axe du membre. En effet, le pic maximal des mouvements d'abduction/ adduction est de **-3,8°** et correspond au pic d'extension observée lors de la propulsion.
L'amplitude des mouvements de flexion/ extension est de **43,1** ° alors que l'amplitude des mouvements d'abduction/adduction est **20,3°.**
Lors des mouvements de flexion et d'extension, le tarse présente une mobilité plus importante que le grasset et la hanche, il finalise donc le mouvement de propulsion. Le replat constaté au cours de la phase d'appui pourrait être corrélé au début de l'appui réalisé par l'autre postérieur.
Il existe de plus un léger varus du tarse lors des mouvements de flexion, le tarse du fait de sa conformation osseuse autorise donc des mouvements de latéralité d'une amplitude de **20,3°.**

✓ Au trot

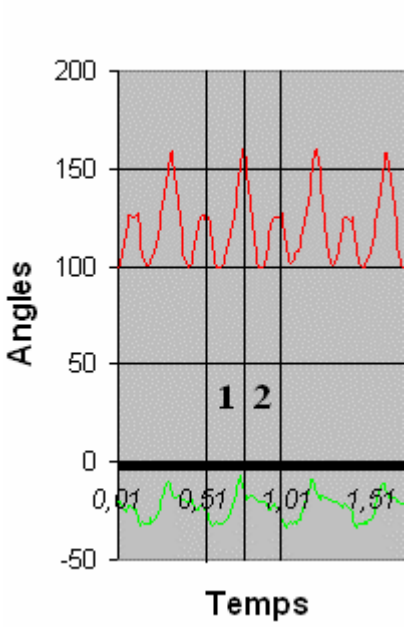


Figure 47 : Représentations graphiques des variations angulaires du tarse lors du trot
1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction).

On observe des changements dans la forme des courbes.
Lors du trot, la phase d'appui commence par un pic d'extension à 125° lorsque le membre postérieur prend appui au sol au moment de la phase d'amortissement. Lors de la phase de soutènement, on constate alors une flexion atteignant un pic à **101°** puis le tarse subit une extension rapide jusqu'à atteindre un pic à **162°** au moment de la propulsion. On constate également un mouvement d'abduction **(-7,7°)** qui ramène le tarse dans l'axe du membre lors de la propulsion L'extension progressive observée au pas disparaît au profit d'un mouvement plus rapide.
Comme au pas, lors de la phase de soutien, une phase d'adduction du membre accompagne la flexion et la légère extension du membre, ceci correspond à un léger varus du tarse qui atteint un pic à **–32,5°**. Ainsi le chien rentre le tarse vers l'intérieur lors de la phase de ramener et réalise une légère extension lors de l'embrassée du terrain. Ce n'est qu'au cours de l'appui que le tarse se replace dans l'axe du membre.
On constate ainsi une augmentation des amplitudes de flexion et d'extension par rapport au pas avec une valeur de **61°**. On constate également une augmentation des mouvements de varus/valgus notamment avec une amplitude d'abduction/adduction de **24,8°**

(d) L'épaule

L'allure des courbes est cyclique et régulière aux 2 allures.

✓ Au pas

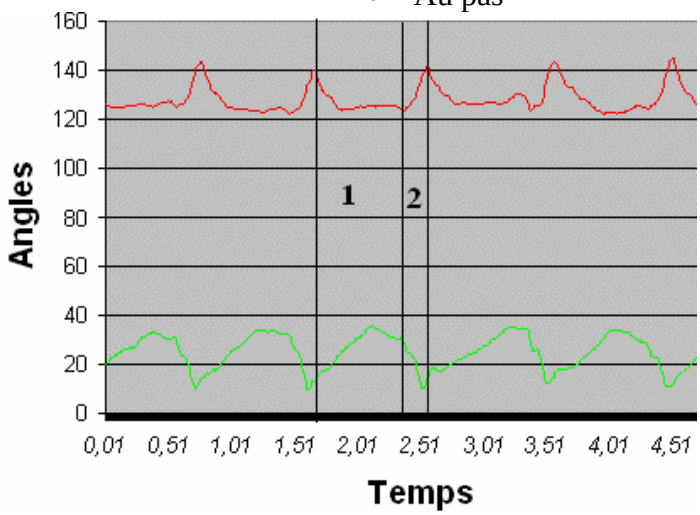


Figure 48 : Représentations graphiques des variations angulaires de l'épaule lors du pas. 1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction).

La phase de soutien est marquée par une extension rapide du membre avec un pic à **141,2°** ainsi qu'une adduction du membre de **10,4°,** ce mouvement permet de ramener vers l'avant le membre antérieur et de préparer le prochain appui.

Lors de la phase d'appui, la phase de soutènement est marquée par une flexion progressive qui atteint un pic à **117,8°** lors de la propulsion. Ce mouvement est accompagné d'une abduction de l'épaule atteignant un pic à **34,5°.**

Les mouvements sont donc limités tant dans le plan horizontal que dans le plan sagittal, l'amplitude de flexion/extension est de **23,4°** alors que l'amplitude d'adduction/abduction est de **24,1°.**

Ainsi, le chien prend son appui sous son corps et termine la phase d'appui en écartant son membre antérieur vers l'extérieur.

✓ Au trot

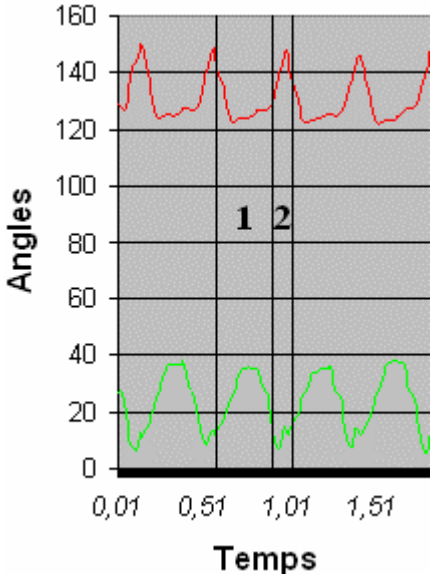


Figure 49 : Représentations graphiques des variations angulaires de l'épaule lors du trot.
1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction).

La phase d'appui est plus courte, la phase de soutènement est marquée par une flexion qui atteint **111,7°** et est suivie d'une légère extension. Cette phase est également marquée par un mouvement d'abduction qui atteint un plateau à **39,1°** suivie d'une adduction**.**
La phase de soutien est constituée essentiellement d'une extension rapide qui atteint un pic à **137,4°,** ce mouvement étant accompagnée d'une adduction de l'épaule afin d'atteindre un angle de **4,9°.**
L'amplitude des mouvements est sensiblement la même pour les mouvements de flexion et d'extension alors que l'amplitude des mouvements d'abduction/adduction augmente de 10° par rapport au pas.
Néanmoins, il est difficile de corréler l'interprétation des données fournies par l'électrogoniomètre avec les séquences des mouvements enregistrées par vidéographie. En effet, sur la vidéo, on observe un basculement de la scapula vers l'arrière à la fin de l'appui qui correspondrait à l'extension progressive observée sur les tracés. La fin du mouvement peut ne pas être décrit exactement car le ruban adhésif ou le bras proximal de l'électrogoniomètre ne semble pas suivre les mouvements de l'épine scapulaire dans sa totalité. Seule une comparaison avec une étude de l'évolution angulaire de l'épaule au trot permettra de vérifier la véracité des mouvements décrits par l'électrogoniomètre.

(e) Le coude

Là encore, les variations angulaires du coude semblent suivre un modèle cyclique et régulier lors de la description des mouvements de flexion et d'extension, par contre, les mouvements d'abduction/adduction retransmis par l'électrogoniomètre semblent plus désordonnés.

✓ Au pas

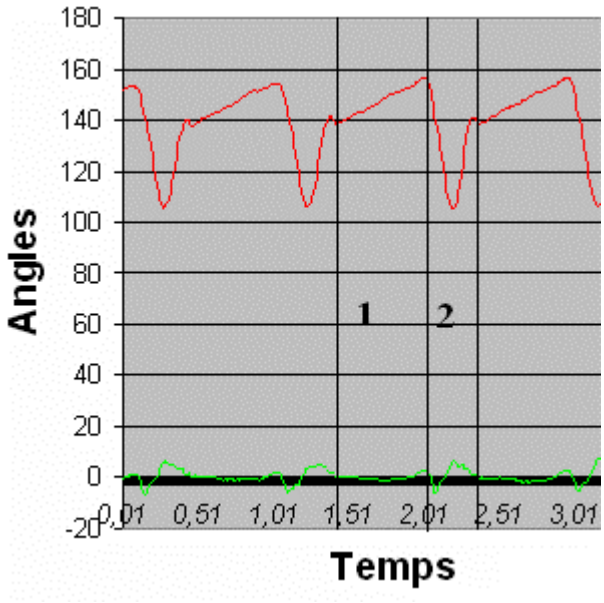


Figure 50 : Représentations graphiques des variations angulaires du coude lors du pas. 1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction)

L'appui au sol (ou phase d'amortissement) est marqué par un premier pic d'extension correspondant à un léger rebond, on constate alors une extension progressive tout au long de la phase de soutènement qui se termine par la phase de propulsion lorsque l'extension atteint **161,3°.**

La phase de soutien est essentiellement constituée d'un mouvement de flexion qui permet de ramener le membre vers l'avant (phase de ramener du membre), cette flexion atteint d'ailleurs un minimum à **109,7°.** Puis ce mouvement est poursuivi par une extension du coude afin d'aller chercher l'appui loin devant (phase d'embrassée).

L'amplitude des mouvements de flexion/extension du coude est de **51,6**°, le coude joue donc un rôle important dans la mobilité du membre antérieur.

Les mouvements de latéralité sont difficiles à interpréter, et présente une amplitude très faible de l'ordre de **10°**.On peut néanmoins observer une légère abduction du coude à 3,3° au moment du pic de flexion, le chien replie donc le coude en le ramenant légèrement à l'extérieur afin de préparer le prochain appui.

✓ Au trot

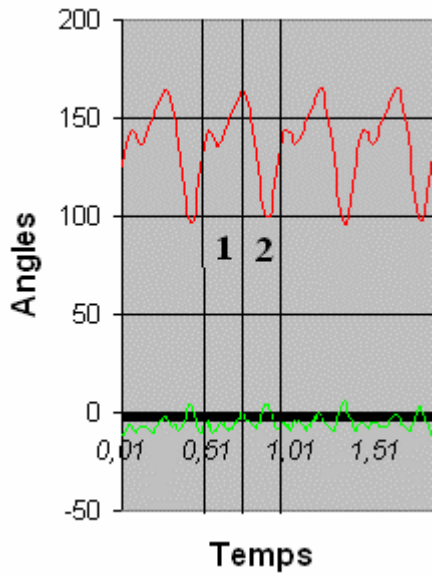


Figure 51 : Représentations graphiques des variations angulaires du coude lors du trot. 1. Phase d'appui. 2. phase de soutien. (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction)

La phase d'amortissement est constituée d'un premier pic d'extension à environ 140° correspondant à un léger rebond, suivi d'une légère flexion. La phase de soutènement est alors constituée d'une extension plus rapide qu'au pas et qui atteint **161,1°** au moment de la propulsion ce qui diffère très peu de l'extension maximale du coude au pas. Par ailleurs, les 2 valeurs d'extension maximale relevées par l'électrogoniomètre au pas et au trot ne sont pas lointaines de la valeur maximale (165°) d'extension forcée mesurée manuellement sur un chien au repos [30]. Le chien utilise donc la capacité extensive maximale de son membre lors de la propulsion.

La phase de ramener du membre est caractérisée par une flexion du coude jusqu'à un pic à **95,6°** cette phase est suivie de la phase d'embrassée du terrain constituée par une extension du coude jusqu'à 140° c'est-à-dire avant le rebond correspondant à l'appui. Les mouvements d'abduction/adduction sont difficilement descriptibles du fait de leur faible amplitude (17,4°) et de leur organisation anarchique.

L'amplitude du mouvement est augmentée dans le plan sagittal par rapport au pas avec une valeur de **65,5°,** cette augmentation est notamment due à une flexion du membre plus importante lors de la phase de soutien

(f) Le carpe

Les courbes sont régulières et cycliques dans les 2 plans et aux 2 allures étudiés.

✓ Au pas

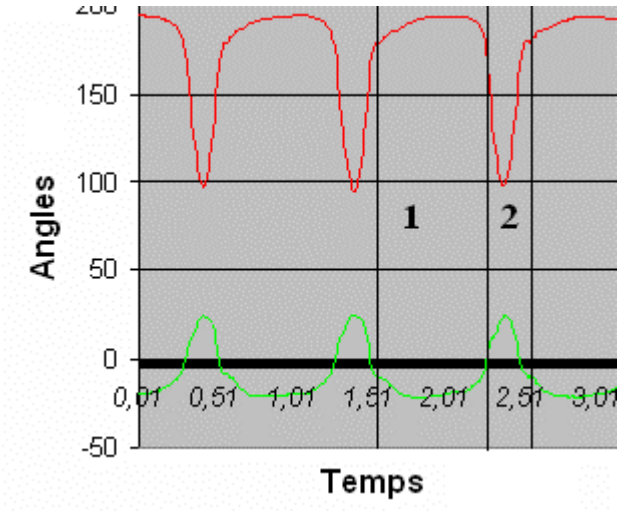


Figure 52 : Représentations graphiques des variations angulaires du carpe lors du pas : 1. Phase d'appui. 2. Phase de soutien (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction)

La phase d'amortissement commence un peu avant le « plateau » d'extension, la phase de soutènement est marquée par une extension constante légèrement croissante qui atteint un pic à **197,4**°, la phase de propulsion ayant lieu juste à ce moment. On note que la phase d'appui est corrélée à une adduction du carpe à **-23,4°**. Le chien rentre donc sa patte vers l'intérieur tout au long de la phase de soutènement.

Au contraire, la phase de soutien est constituée de 2 temps :

Tout d'abord, la phase de ramener est caractérisée par une flexion atteignant **98,9°**

Il s'en suit une phase d'embrassée du terrain au cours de laquelle le carpe se déplie rapidement et s'étend pour le prochain appui. Par ailleurs, la flexion est associée à un mouvement de valgus atteignant **16,8°.** Le chien rejette donc la patte vers l'extérieur lors de la flexion qui suit la fin de l'appui et qui termine le mouvement de propulsion.

Les mouvements réalisés au niveau du carpe sont amples qu'ils s'agissent des mouvements dans le plan sagittal (amplitude de **40,2°**) ou dans le plan horizontal (amplitude de **99,5°**).

✓ Au trot

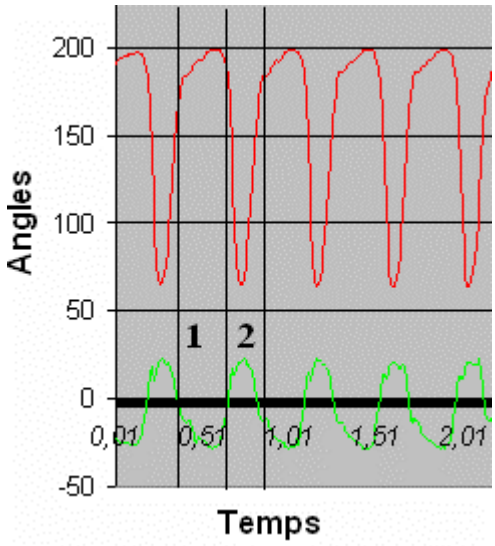


Figure 53 : Représentations graphiques des variations angulaires du carpe lors du trot : 1. Phase d'appui. 2. Phase de soutien (En rouge flexion /extension, en vert abduction/adduction)

L'allure des courbes est exactement la même, seule l'amplitude des mouvements est différente.

La phase de soutien est donc constituée de la phase de ramener correspondant à une flexion du carpe atteignant **66,3°** et à un mouvement de valgus de **18,8°.** Puis elle se poursuit par la phase d'embrassée réalisée à l'aide d'une extension rapide. La présence d'un léger rebond lors de cette extension marque l'amortissement au début de la phase d'appui, cette phase est caractérisée par une extension progressive atteignant **202,4°** et présente également un mouvement de varus de **– 29,5°.** Contrairement au pas, l'extension réalisée au cours de la phase de soutènement est plus prononcée, et on constate la disparition du plateau observé lors du pas.

Les mouvements sont donc exactement les mêmes, le chien rentre le carpe vers l'intérieur quand il réalise l'appui alors qu'il le « jette » vers l'extérieur lors de la flexion terminant le mouvement de propulsion du membre antérieur. Le valgus du carpe lors du trot évite notamment le contact avec le tarse. Seules les amplitudes angulaires sont différentes, ainsi, l'amplitude de flexion/extension atteint **136,1°** alors que l'amplitude d'abduction/adduction varie peu par rapport au pas et atteint **48,3°.**

(3) Conclusion partielle

L'étude électrogoniomètrique permet de retrouver les séquences des mouvements des membres décrites dans l'article de Newton [48].

Ainsi, pour le membre antérieur, lors de la phase de soutien, on observe une extension de l'épaule, une flexion puis une extension du coude et du carpe. Lors de la phase d'appui, on note une flexion de l'épaule, une extension du coude ainsi qu'une extension du carpe.

Pour le membre postérieur, la phase d'appui est caractérisée par une extension de l'épaule, associée à une extension une flexion et une extension du grasset, le tarse réalise les mêmes mouvements que le genou. Lors de la phase de soutien, les mouvements sont plus restreints et sont constitués d'une flexion de la hanche, d'une flexion et d'une extension du genou, et d'une flexion et d'une légère extension du tarse.

Les différentes données fournies par le logiciel Data Link ou par la macro permettent de constater dans un premier temps que la mobilité articulaire dans le plan sagittal est plus importante au pas et au trot au niveau des articulations distales comme le carpe et le tarse, qu'elle régresse au niveau du coude et du genou et qu'elle est réduite au niveau de l'épaule et de la hanche (20 à 25° d'amplitude).

De plus, le passage du pas au trot entraîne une augmentation de l'amplitude articulaire essentiellement au niveau du carpe (+ 37°), l'amplitude des articulations du tarse, du coude et du grasset augmente de 15° en moyenne alors que la mobilité articulaire de la hanche et de l'épaule reste pratiquement inchangée.

On a pu également mettre en évidence des mouvements de latéralité ou plutôt de varus et de valgus au niveau du tarse et surtout du carpe, ces mouvements contribuent partiellement à éviter la confrontation des 2 membres ipsilatéraux lors de la locomotion. L'étude confirme également le rôle charnière du coude et du grasset qui présentent des mouvements de faible amplitude dans le plan frontal (≈ 10°). Par contre, les valeurs d'abduction/adduction de la hanche et de l'épaule sont à prendre avec précaution car la contraction des muscles (infra-épineux, supra-épineux, biceps brachial et triceps pour l'épaule ; fessiers superficiels, biceps fémoral et muscle vaste latéral pour la hanche) ne permettent d'obtenir des données fiables.

		Membre antérieur			**Membre postérieur**		
		Epaule	**Coude**	**Carpe**	**Hanche**	**Genou**	**Tarse**
Amplitude de flexion/extension	**Pas**	23,4	51,6	99,5	20,7	31,6	43,1
	Trot	25,7	65,5	136,1	18,7	47,0	61,0
Amplitude d' Abduction/Adduction	**Pas**	24,1	12,3	40,2	13,9	11,2	20,3
	Trot	34,2	17,4	48,3	24,4	13,2	24,8

Tableau 14 : Présentation des amplitudes des mouvements au niveau des articulations.

6. Discussion

a) Méthodologie

(1) Lors de la validation des mesures angulaires

La première méthode utilisée ne permet pas d'aboutir à une conclusion quant à la fiabilité des mesures de l'électrogoniomètre tant les différences observées dépendent de la position de l'électrogoniomètre sur le goniomètre manuel, de la précision du goniomètre utilisé et du manipulateur.

Dans la deuxième méthode, les essais de validation indiquent qu'il existe une corrélation presque parfaite entre les mesures goniométriques et électrogoniomètriques.
L'erreur absolue est faible quelles que soient les amplitudes angulaires mesurées, l'erreur relative moyenne est acceptable pour l'ensemble des mesures bien qu'elle soit importante notamment pour les mesures d'angle de faible amplitude.
L'erreur relative étant inférieure à 3 % sur les 3 essais, l'électrogoniomètre présente une précision intéressante, toutefois il faut remarquer que cette erreur peut être inférieure à la valeur calculée car elle dépend également de l'erreur de lecture due au manipulateur et de la précision du goniomètre manuel utilisé.

(2) Lors de l'étude électrogoniomètrique de la démarche

(a) Matériel utilisé

Dans cette étude, l'utilisation d'un labrador se révèle être un choix judicieux car il regroupe les 2 critères recherchés à savoir la docilité et une morphologie adaptée à l'appareil de mesure.Par ailleurs, de nombreux étudiants de l'Ecole vétérinaire sont propriétaires de labradors. Néanmoins, la plupart des labradors du site sont des chiens réformés issus du centre de formations de chiens pour aveugle et handicapés HANDI CHIENS situé à proximité de l'ENVL ; ils présentent en général des problèmes de dysplasie de la hanche ou du coude. L'étude nécessitant un chien indemne de toutes boiteries, il était donc nécessaire de s'assurer du bon fonctionnement articulaire du chien choisi par la réalisation d'un examen orthopédique complet et par l'utilisation du tapis de force Gaiterite [37].

L'identification des phases d'appui et de soutien sur un film vidéographique relève de la subjectivité de l'observateur et ne permet pas de déterminer précisément le mouvement de l'articulation lors de l'appui ou du retrait du membre. Ainsi, il apparaît judicieux lors de la réalisation d'autres études électrogoniomètriques d'utiliser un commutateur fixé sur les pattes et directement relié à l'ordinateur pour distinguer les phases d'appui et de soutien dans les goniogrammes des différentes articulations. Il aurait été également intéressant d'utiliser le tapis de force afin d'une part de distinguer les phases d'appui avec plus de précision et d'autre part afin de comparer des paramètres comme la durée d'une foulée. Ainsi, la comparaison avec d'autres études cinématiques utilisant un système permettant de distinguer les phases d'appui et les phases de soutien semble intéressante dans le but de vérifier dans notre étude l'exactitude des phases d'appui et de soutien relevées en visionnant la vidéographie.
Il existe d'autres aspects techniques minimes mais qui ont pu entraîner une modification des valeurs relevées par l'électrogoniomètre. Ainsi, on peut noter que le chien était gêné par le câble reliant l'électrogoniomètre à l'appareil d'enregistrement notamment quand l'électrogoniomètre était disposé sur les articulations du membre antérieur, cette gêne est plus un souci de confort pour le chien mais elle a pu entraîner de légères tractions sur l'électrogoniomètre faussant ainsi les données.
Il semble judicieux par ailleurs d'adapter la taille de l'électrogoniomètre en fonction du chien mais également en fonction de l'articulation étudiée, ceci est surtout vrai pour la hanche au

niveau de laquelle l'électrogoniomètre utilisé semble être un peu court et subit de ce fait des contraintes avant et pendant la réalisation des mesures.

(b) Technique utilisée lors de l'étude expérimentale

L'utilisation de l'électrogoniomètre nécessite une tonte intégrale du membre étudié ce qui n'est pas s'en déplaire au propriétaire du chien, néanmoins le suivi de chiens ayant préalablement été tondus lors d'une intervention chirurgicale ne pose pas ce genre de problème et ils peuvent constituer un modèle intéressant d'étude électrogoniomètrique quant à la récupération articulaire post chirurgicale. Il est nécessaire de familiariser l'animal avec le tapis roulant afin d'obtenir des allures régulières et donc exploitables.
Le principal problème dans cette étude est de connaître la fiabilité des mesures enregistrées par l'électrogoniomètre, en effet, il existe des mouvements musculaires importants à l'origine d'erreurs dans le suivi du mouvement du segment osseux concerné. Ceci est surtout vrai pour les mouvements au niveau de l'épaule et de la hanche. Ces mouvements musculaires et les frottements de la peau sont responsables de bruits parasites et faussent donc l'interprétation des données. Le système de fixation peut être mis en cause mais il s'avère que ce système est le plus confortable et permet de poser l'électrogoniomètre rapidement et sur différents chiens contrairement à l'étude d'Adrian [3] pour lequel un châssis spécial était adapté à un seul type de chien, ce système bien qu'invasif avait le mérite de suivre précisément les mouvements du membre pelvien. Ainsi, il sera intéressant de comparer l'allure des courbes obtenues dans cette étude avec celle des courbes obtenues dans l'étude d'Adrian ou dans d'autres études cinématiques [3] [21] [9] [28].

(c) Acquisition et traitement des données

L'acquisition des données ainsi que leur traitement a été réalisé à l'aide d'un programme créé sur Excel. Il a la faculté de convertir les données fournies par le logiciel Data Link en des valeurs angulaires strictement positives pour les mouvements de flexion et d'extension ce qui en facilite grandement l'analyse, il permet également d'obtenir les valeurs maximales des flexions, des extensions, des abductions, des adductions ainsi que de leur amplitude. Ce programme permet également de tracer les courbes relatives aux mouvements de chaque articulation dans 2 plans différents. Mais le programme développé ne permet d'obtenir le tracé que d'une seule expérience.
Il aurait été intéressant de posséder un logiciel permettant de modéliser l'ensemble des courbes, enregistrées lors de l'étude du mouvement d'une articulation, sous la forme d'une courbe type. Ainsi, pour une articulation à un allure définie, cette courbe correspondrait à la « moyenne » de toutes les courbes obtenues lors des différents enregistrements électrogoniomètriques. Ceci implique un logiciel capable de calculer la valeur moyenne de l'angle articulaire à tout moment à partir des enregistrements des mouvements d'une articulation. Ceci nécessite des systèmes complexes d'analyse mais qui peuvent s'avérer fort utiles dans notre cas.
Il aurait également été intéressant de pouvoir superposer les différentes courbes des variations articulaires à une même allure afin de comprendre l'ensemble de la mécanique du membre lors de la locomotion tout en associant un système permettant de localiser sur la courbe les phases d'appui et de soutien comme dans l'étude d'Adrian.

b) Comparaison des résultats de l'étude électrogoniomètrique par rapport à d'autres études cinématiques

(1) Comparaison des mesures angulaires maximales à différentes allures

Nous allons comparer dans cette partie les différentes valeurs fournies par l'électrogoniomètre aux valeurs fournies par d'autres études cinématiques (**Annexe 6**). De plus, comme les fixateurs de l'électrogoniomètre étaient disposés suivant les mêmes repères osseux que ceux utilisés pour la mesure des angles articulaires sur des labradors statiques, certaines valeurs maximales lors du pas et du trot pourront être comparées aux valeurs maximales obtenues sur un chien statique.

(a) Comparaison au pas

Articulations	Epaule	Coude	Carpe	Hanche	Genou	Tarse
Extension/ Flexion Max	141,2°	161,3°	197,4°	110,6°	151,4°	158,1°
Extension/flexion min	117 ,8°	109,7°	98,9°	89,9°	119,8°	115,0°
Amplitude maximale flexion/extension	**23,4**	**51,6°**	**99,5°**	**20 ,7°**	**31,6°**	**43,1°**
Abduction/ adduction max	34,5°	3,3°	16,8°	44,0°	21,7°	-3,8°
Abduction/adduction min	10 ,4°	- 9,0°	-23,4°	30,1°	10,5°	-24,1°
Amplitude maximale abduction/adduction	**24 ,1°**	**12,3°**	**40,2°**	**13,9°**	**11,2°**	**20,3°**

Tableau 15 : Présentation des mesures angulaires correspondant à la mobilité articulaire maximale au pas. (Les valeurs correspondent à la moyenne des mesures sur 5 secondes de 5 expériences différentes)

- Valeurs de flexion et d'extension
  - ✓ Du membre postérieur

Les résultats obtenus dans les notre étude sur le membre postérieur ne sont pas tous en accord avec les données fournies par les travaux d'Adrian [3].

Ainsi, dans son étude, Adrian obtient pour la hanche une amplitude de 25° avec une valeur de flexion maximale de 95° et une extension maximale de 120°. Ces valeurs sont toutes supérieures aux valeurs obtenues dans notre étude et peuvent s'expliquer par le montage utilisé dans l'expérience d'Adrian qui permet de suivre le mouvement de l'articulation coxo-fémorale sans être gêné par les mouvements des muscles de la cuisse. De plus, les résultats affichés dans cette étude ont été obtenus à partir du pas d'un Collie dont la configuration et donc les angles articulaires peuvent différés du labrador utilisé dans notre étude. Deux autres études cinématiques de Hottinger [28] et de Charmetant [9] fournissent des angles d'amplitude de flexion et d'extension de la hanche respectivement de 34,6° et de 41,7°. Ces valeurs sont largement supérieures aux valeurs relevées par l'électrogoniomètre et peuvent s'expliquer par le fait que la technique d'analyse cinématique employée est totalement différente et surtout que les capteurs fixés autour de la hanche ne mesurent pas le même angle. En effet, dans leur étude, les capteurs sont placés sur la crête iliaque, sur le grand trochanter et

sur l'épicondyle fémoral latéral, alors que dans notre étude, le bras proximal est disposé entre l'épine iliaque et la tubérosité ischiatique et le bras distal est situé entre le grand trochanter et l'épicondyl fémoral latéral.. Ils obtiennent ainsi une amplitude plus importante que celle obtenue dans notre étude.

On constate par contre que l'amplitude du genou au pas (31,6°) n'est pas si différente que les valeurs fournies par les études d'Adrian (30°) et d'Hottinger (37,8°). L'électrogoniomètre est donc un instrument plus fiable pour mesurer l'amplitude du genou. De plus, les valeurs maximales d'extension (151,6°) et de flexion (119,8°) dans notre étude sont proches des valeurs fournies par l'expérience d'Adrian qui sont de 147° pour l'angle d'extension maximale et de 120° pour l'angle de flexion maximale. Ceci montre bien que l'appareil et le système de fixation adopté permettent d'obtenir des valeurs similaires aux autres études. Les faibles variations obtenues peuvent être liées à la conformation du chien et au système d'analyse utilisé.

Dans le cas du tarse, les valeurs d'amplitude fournies par les études d'Adrian et de Hottinger sont complètement différentes. Ils obtiennent des amplitudes de 30° en moyenne alors que nous obtenons une amplitude articulaire de 43,1°; par contre, la valeur de l'extension maximale du tarse (158,1°) est peu différente de la valeur donnée dans l'étude d'Adrian (153°), seule la valeur de la flexion maximale est vraiment différente puisque cette différence est de 9°. On remarque par ailleurs que la valeur de l'extension du tarse au pas est proche de la valeur de l'extension mesurée en position forcée sur les labradors [30] (162°), ceci montre donc le rôle important joué par le tarse lors de la propulsion du membre postérieur.

- ✓ Du membre antérieur

Dans le cas du membre antérieur, seul l'étude de Hottinger [28] fournit des données quant aux amplitudes des mouvements articulaires lors du pas, cette étude a l'avantage d'utiliser les mêmes repères osseux lors de la fixation des capteurs.

Ainsi, l'amplitude articulaire de l'épaule dans son étude est de 25 ° ce qui est peu différent de la valeur mesurée dans notre étude qui est de 23,4°. Ainsi, malgré la gêne occasionnée par la présence des muscles dans cette région anatomique, le système utilisé dans notre étude semble fournir des données cohérentes notamment au pas.

L'amplitude du coude (51,6°) dans notre étude est également proche de la valeur fournie par l'étude de Hottinger (48°) ce qui démontre une nouvelle fois la fiabilité des données fournies par l'électrogoniomètre. On remarque par ailleurs que la valeur de l'extension maximale est proche de la valeur maximale mesurée en position forcée (165°) dans l'étude de Jaegger [30].

Le chien utilise donc au maximum la capacité extensive de son coude lors de la phase d'embrassée du terrain même au pas.

L'amplitude du carpe dans notre étude (99.5°) est légèrement différente de celle obtenue dans l'étude de Hottinger (91,1°). Cette différence très faible peut être liée à un positionnement légèrement différent des capteurs notamment au niveau du métacarpe V. Néanmoins, ces 2 données sont plutôt cohérentes et permettent une description identique du mouvement. Tout comme le tarse et le coude, le carpe présente lors de l'appui une extension (197,4°) maximale supérieure à la valeur de l'extension maximale mesurée en position forcée (196°) dans l'étude de Jaegger. Il est étonnant de trouver une valeur légèrement supérieure à la valeur maximale sur un chien en statique mais cet écart peut être lié à un positionnement légèrement différent du bras distal de l'électrogoniomètre.

➢ Mouvements d'abduction/adduction

La seule étude relative aux mouvements d'abduction/adduction chez le chien concerne la hanche et utilise un système d'analyse en trois dimensions [9]. Dans cette étude, l'amplitude des mouvements d'abduction et d'adduction est de 12,3° alors que dans notre étude, l'amplitude est de 20,7°. Cette différence peut s'expliquer de plusieurs façons, tout d'abord, Charmetant dans son étude utilise des bergers allemands à la morphologie différente du chien utilisé dans notre travail, de plus il n'utilise pas les mêmes repères puisque ces marqueurs sont situés sur l'épine iliaque crânioventrale, sur le grand trochanter et sur l'épicondyle fémoral latéral.
Les autres valeurs des mouvements d'abduction/adduction sont données à titre indicatif car il n'existe pas d'études relatives à ces mouvements. Il est vrai que les principaux mouvements sont réalisés dans le plan sagittal mais notre étude a permis d'objectiver des mouvements de varus et de valgus notamment au niveau du carpe et du tarse. Il existe également des mouvements d'abduction et d'adduction au niveau de l'épaule mais les valeurs fournies sont à prendre avec précaution tant les frottements liés à la peau et les mouvements musculaires sont prépondérants dans cette région anatomique.

(b) Comparaison au trot

Les études cinématiques de la démarche du chien au trot sont peu développées dans le domaine vétérinaire. Nous nous appuierons donc sur l'étude électrogoniomètrique d'Adrian mais également sur l'étude de Gilette [21] qui a étudié la symétrie des membres des labradors lors du trot.

Articulations	Epaule	Coude	Carpe	Hanche	Genou	Tarse
Extension/ Flexion Max	137,4°	161,1°	202,4°	106,9°	153,0°	162,0°
Extension/flexion min	111,7°	95,6°	66,3°	88,2°	106,0°	101,0°
Amplitude maximale flexion/extension	**25,7°**	**65,5°**	**136,1°**	**18,7°**	**47,0°**	**61,0°**
Abduction/ adduction max	39,1°	8,5°	18,8°	48,5°	22,6°	-7,7°
Abduction/adduction min	4,9°	- 8,9°	-29,5°	24,1°	9,4°	-32,5°
Amplitude maximale abduction/adduction	**34,2°**	**17,4°**	**48,3°**	**24,4°**	**13,2°**	**24,8°**

Tableau 16 : Présentation des mesures angulaires correspondant à la mobilité articulaire maximale au trot. (Les valeurs correspondent à la moyenne des mesures sur 5 secondes de 5 expériences différentes).

➢ Valeurs de flexion et d'extension

✓ Du membre postérieur

Bien que l'étude de Gilette [21] utilise exactement les mêmes repères pour mesurer les variations angulaires de la hanche, la valeur de l'amplitude (45,6°) est largement supérieure à celle trouvée dans notre étude (18,7°). L'étude d'Adrian [3] fournit également une valeur d'amplitude de 35° supérieure à la nôtre alors que les repères qu'il utilise tendent à sous

estimer l'amplitude angulaire de la hanche. Cette différence avec nos résultats peut s'expliquer par la difficulté de l'électrogoniomètre utilisé à suivre les mouvements de la hanche tant les contraintes musculaires notamment du muscle vaste latéral et du biceps fémoral sont importantes lors du trot et tant la stabilité du montage est fragile.

Dans les 2 études précédemment citées, les amplitudes angulaires du genou oscillent entre 60 et 65° alors que la valeur trouvée dans notre étude n'est que de 47°, la différence peut encore être attribuée à la fixation des bras de l'électrogoniomètre sur des surfaces où prédominent les masses musculaires de la cuisse. On constate néanmoins que les valeurs maximales de flexion (106°) et d'extension (153°) ne sont pas éloignées des valeurs maximales données dans l'étude d'Adrian, à savoir 100° pour la flexion maximale et 160° pour l'extension maximale

L'appareil et le système de fixation utilisés permettent de suivre les mouvements du grasset avec une fiabilité toutefois relative.

Concernant le tarse, l'amplitude relevée dans notre étude (60°) ne diffère pas de l'amplitude (61°) relevée dans l'étude de Gilette [21] alors qu'au contraire, Adrian trouve une amplitude articulaire de 50° seulement. La différence observée avec la valeur relevée dans l'étude d'Adrian peut venir du fait que les résultats fournis dans son étude sont tirés des expériences réalisées sur un Collie.

On remarque par ailleurs que le chien utilise la capacité extensive maximale du tarse lors du trot puisque la valeur de l'extension maximale dans notre étude (162°) est peu différente de la valeur mesurée (164°) sur le tarse en extension maximale forcée sur un chien en décubitus latéral [30].

- ✓ Du membre antérieur

Nous nous appuierons essentiellement sur les études réalisées par Gilette [21] car cette étude est la seule à avoir étudié les amplitudes articulaires des labradors retriever lors du trot.

Ainsi, pour l'épaule, l'amplitude révélée dans l'étude de Gilette est de 43° alors que dans notre étude cette amplitude est de 25,7°. Cette différence peut encore une fois être liée à la fixation de l'électrogoniomètre au niveau de l'épaule et à la difficulté pour l'appareil de suivre avec exactitude les mouvements de cette articulation, en effet, les mouvements de la peau sur laquelle est fixée l'électrogoniomètre ne permet pas de suivre avec précision les mouvements de la scapula.

La valeur de l'amplitude du coude (65°) de notre étude est légèrement différente de celle donnée par l'étude de Gilette qui est de 69°, néanmoins, on peut estimer que cette différence est faible et que l'électrogoniomètre permet de décrire les mouvements du coude de manière fiable. Le coude présente également une extension maximale lors de l'embrassée du terrain proche de la valeur maximale de l'extension mesurée en position forcée sur un chien à l'arrêt [30].

Gilette trouve pour le carpe une valeur d'amplitude de 150° alors que notre étude rapporte une valeur de 136,1°. Cette différence peut s'expliquer par la position du marqueur au niveau du métacarpe V dans l'expérience de Gilette alors que dans notre étude, le bras distal est disposé le long de l'axe formé par les métacarpes III et IV. Tout comme le coude et le tarse, le chien utilise au maximum les capacités extensives du carpe notamment lors de l'appui (202°). Cette valeur est supérieure à la valeur mesurée sur le carpe en extension forcée d'un chien en décubitus latéral (196°) et peut s'expliquer par une légère instabilité du système lors de l'appui.

➢ Valeurs d'abduction/adduction

Seule, l'étude de Charmetan [9] nous permet de comparer l'amplitude d'abduction/adduction de la hanche avec celle obtenue dans notre étude. Dans son étude, la valeur de l'amplitude des mouvements d'abduction/adduction de la hanche est de 14,4° alors que dans notre étude, elle est de 24,4°. Il semble raisonnable de penser que l'électrogoniomètre que nous avons utilisé ne permet pas de suivre les mouvements de latéralité d'une articulation comme la hanche tant les contractions des muscles fessiers sont importantes. On peut d'ailleurs se poser les mêmes questions quant aux mouvements d'abduction/adduction de l'épaule fournie par l'électrogoniomètre.

(2) Comparaison de la forme des courbes

La comparaison avec d'autres études décrivant la mobilité articulaire sous forme de courbes donnera une indication quant à la fiabilité des mesures articulaires relevées par l'électrogoniomètre, c'est-à-dire ces comparaisons permettront de savoir si cet appareil et le mode de fixation adopté permettent de décrire correctement les mouvements articulaires du chien.
Ces comparaisons concerneront essentiellement les mouvements de flexion et d'extension qui sont majoritaires lors de la locomotion, de plus les études relatives aux mouvements de latéralité sont peu développées dans la littérature.

(a) Au pas

- Courbes des mouvements articulaires ayant des points communs avec d'autres études cinématiques

Concernant le membre antérieur :

- dans l'étude de Hottinger [28] relative aux mouvements de l'épaule, on observe que la phase d'appui débute juste après le pic de d'extension maximale, l'aspect de la courbe est similaire à celle relevée dans notre étude puisque l'ensemble de la phase d'appui est caractérisée par la même flexion progressive et que la phase de soutien est constituée par une extension brève. De même, on remarque peu de différence quant à l'allure de la courbe relative aux mouvements du coude, seule la détermination du début de la phase de soutien est différente ; dans son étude, cette phase commence pendant la flexion du coude.
- pour le carpe, la courbe donnée dans l'étude de Hottinger est exactement la même que celle relevée dans notre étude, de plus, le début des phases d'appui et de soutien est identique à celui que nous avons identifié sur nos courbes.

La durée des phases d'appui mesurée sur les courbes étudiant les mouvements articulaires du membre antérieur représente 70% de la durée d'une foulée ce qui est proche de la valeur fournie par l'étude de Hottinger qui est de 68%.

Concernant le membre postérieur :

- la courbe décrivant les mouvements de la hanche au cours d'une foulée présente une allure similaire à la courbe fournie par notre étude, encore une fois seule la détermination des phases d'appui et de soutien est différente. En effet, Hottinger observe un léger plateau lors de la phase d'appui puis une extension prononcée atteignant un pic lors de la propulsion. La

phase de soutien est constituée quant à elle d'une flexion permettant de ramener le membre postérieur vers l'avant.

- les allures des courbes décrivant les mouvements du tarse dans les études de Hottinger [28] et d'Adrian [3] sont similaires à celles décrites dans notre étude. Ils observent également un premier pic d'extension lors de la phase d'amortissement suivi d'une légère flexion puis d'une extension croissante lors de la phase de soutènement. Enfin la phase de propulsion est caractérisée par un deuxième pic d'extension dont la valeur est plus élevée que le premier pic observé tout comme dans notre étude.

La durée relative de la phase d'appui par rapport à la durée de la foulée dans notre étude est de 70% alors qu'elle est de 68% dans l'étude de Hottinger et de 64% dans l'étude de Adrian. Cette différence peut s'expliquer par la vitesse de déplacement au pas et également par la race des chiens utilisés.

- Courbes représentatives des mouvements articulaires présentant des différences avec les courbes de notre étude :

La comparaison avec l'étude d'Adrian révèle des différences concernant la représentation graphique des mouvements de la hanche et du genou au pas.

En effet, dans son étude relative au mouvement de la hanche, on n'observe pas le plateau qui suit la phase d'amortissement. Sinon, le reste du mouvement décrit ne présente pas de différence avec notre étude, les phases d'appui sont identiques à celles relevées sur nos tracés.

La différence la plus marquante concerne l'étude des variations angulaires du genou au pas, dans les études de Hottinger et d'Adrian, le deuxième pic d'extension constaté dans notre étude au moment de la propulsion n'apparaît pas dans leur représentation graphique. Au contraire, leur étude rapporte une flexion constante du genou lors de la phase de soutènement suivi d'un très léger rebond au moment de la propulsion. De plus, ces 2 études ne sont pas en accord quant au début et à la fin de l'appui ; celle d'Adrian identifie la phase d'appui sur la courbe à l'aide de repères correspondant à ceux représentés sur notre tracé (début de la phase d'appui lors du premier pic d'extension et fin de la phase d'appui avant la flexion). Au contraire, l'étude d'Hottinger révèle que la phase d'appui commence après le premier pic d'extension et qu'elle se finit pendant la flexion du genou.

(b) Au trot

La comparaison des courbes représentatives des mouvements articulaires au trot se fera essentiellement avec 2 études. L'ensemble des résultats obtenus pour le membre postérieur sera confronté d'une part à l'étude électrogoniomètrique d'Adrian [3] mais également à l'étude cinématique en trois dimensions de De Camp [15] qui a étudié les mouvements articulaires du membre postérieur et du membre antérieur sur des greyhounds au trot. Bien que ces études utilisent des chiens de race différente au chien de notre étude, elles permettront néanmoins de vérifier si les représentations graphiques des mouvements enregistrés par notre appareil sont en adéquation avec leurs résultats.

- Courbes des mouvements articulaires ayant des points communs avec d'autres études cinématiques

Concernant le membre postérieur:

- l'allure des courbes représentatives des mouvements de la hanche dans notre étude est identique à celle d'Adrian puisqu'on note sur son goniogramme les mêmes mouvements

d'extension et de flexion ainsi que la présence du rebond lors de l'extension. Par ailleurs, l'identification de la phase d'appui est similaire à la nôtre.

- il en est de même pour les goniogrammes du genou qui présentent le même tarcé avec la présence caractéristique des 2 pics d'extension délimitant la phase d'appui.

On peut noter cependant que les enregistrements électrogoniomètriques de la hanche et du genou sont beaucoup moins réguliers dans l'étude d'Adrian alors que son système de montage et de fixation de l'appareil semble plus stable que le nôtre. L'auteur justifie cette irrégularité par les mouvements latéraux du tronc et verticaux de la tête.

Concernant le membre antérieur :

- seule l'étude électrogoniomètrique du carpe semble être en accord avec l'étude de De Camp [15]. On note les mêmes mouvements d'extension et de flexion, seule la détermination de la phase d'appui sur la courbe diverge avec notre étude. En effet, sur son tracé, l'appui se réalise plus tardivement lors de l'extension, le retrait ayant lieu lors de la phase de flexion et non pas à la fin du mouvement d'extension comme nous l'avons décrit.

- Courbes représentatives des mouvements articulaires présentant des différences avec les courbes de notre étude.

Contrairement au pas, les points de divergence sont plus nombreux ; ils peuvent être dus au matériel et à la technique utilisés dans les autres études cinématiques.

Concernant le membre postérieur :

- lors de l'étude des mouvements du tarse, les courbes des travaux d'Adrian et de De Camp sont constituées de 2 pics d'extension de même amplitude alors que notre travail sur le tarse au trot note la présence d'un premier pic d'extension inférieur au deuxième pic d'extension correspondant à la phase de propulsion. On peut noter également qu'il existe des différences entre ces 2 études puisque dans celle d'Adrian la flexion réalisée lors de la phase de soutènement atteint la même amplitude que la flexion lors de la phase de ramener (tout comme dans notre étude) alors que dans celle de De Camp, la flexion lors de la phase de soutènement atteint à peine la moitié de l'amplitude de la flexion de la phase de ramener. De plus, la phase d'appui dans l'étude d'Adrian correspond à celle que nous avons déterminé sur notre tracé. Par contre, dans l'étude de De Camp, la phase d'appui commence bien après le premier pic d'extension du carpe mais se termine au niveau du deuxième pic.
- lors de l'étude de De Camp relative aux mouvements du genou, on note sur sa courbe une flexion beaucoup moins prononcée lors de la phase de soutènement, le reste de la courbe présente une allure similaire, seule la détermination de la fin de l'appui est différente puisque elle se situe lors de la flexion du genou après le deuxième pic d'extension.
- dans l'étude de De Camp, les mouvements de la hanche décrits par le système d'analyse en 3 dimensions sont différents de ceux décrits par notre électrogoniomètre. Ainsi, sur son graphique, on ne note pas la présence du rebond lors de l'extension de la hanche, de plus, la phase d'appui commence un peu après le pic de flexion alors que dans notre étude et celle d'Adrian, la phase d'appui commence justement au niveau de ce pic de flexion.

Concernant le membre antérieur :

- l'allure de la courbe représentative des mouvements de l'épaule au trot est totalement différente dans l'étude de De Camp. Bien que l'on note sur sa courbe une phase de soutien constituée essentiellement d'une extension de l'épaule, la phase d'appui est constituée d'une flexion puis d'un plateau représentant un mouvement continu lors de la phase de soutènement, l'appui se terminant lors de la flexion de l'épaule. Cette description du mouvement de l'épaule semble plus proche des images vidéographiques enregistrées que la description fournie par l'électrogoniomètre. De plus, le début de la phase d'appui commence après le pic d'extension alors que dans notre étude, cette phase commence au niveau du pic d'extension.
- Dans l'étude de De Camp relative aux mouvements du coude au trot, sa courbe présente 2 pics d'extension de même amplitude alors que dans notre étude, le premier pic d'extension a une valeur plus faible que le deuxième pic d'extension correspondant à la phase de propulsion. De plus, la détermination des phases d'appui est totalement différente. Selon son étude, lorsque le membre prend appui, le coude est déjà dans la phase de flexion qui suit le premier pic d'extension. De même, le membre quitte le sol non pas au niveau du deuxième pic mais pendant la phase de flexion qui le suit.

c) Conclusion

Le travail effectué lors de la validation des mesures angulaires montre dans un premier temps que l'électrogoniomètre est un appareil dont les mesures sont fiables et la précision suffisante.

Dans un second temps, les résultats obtenus dans cette étude électrogoniomètrique sont en adéquation avec la majorité des études cinématiques qui ont analysé les variations angulaires des différentes articulations des membres au cours de la démarche du chien.

Ceci est d'autant plus vrai pour la description des mouvements au pas de l'ensemble des articulations puisque l'allure des courbes enregistrées ont des similitudes avec celles des autres études cinématiques. La description des mouvements au trot semble fiable pour les articulations de la hanche, du genou et du carpe mais incertaine surtout pour l'épaule.

La comparaison des valeurs moyennes d'amplitude au pas montre que l'électrogoniomètre permet d'estimer la mobilité articulaire avec fiabilité. Ceci est beaucoup moins vrai au trot car seules les amplitudes du tarse, du coude et du carpe sont en accord avec les résultats des autres études. Il faut ajouter néanmoins que la majorité des études utilisées pour les comparaisons ne sont pas des études électrogoniomètriques hormis celle d'Adrian et n'utilisent pas forcément les mêmes repères ce qui peut expliquer les différences observées entre les amplitudes.

L'électrogoniomètre a toutefois le mérite d'analyser les mouvements d'abduction/adduction et a permis de décrire les mouvements de latéralité du tarse et du carpe, ce qu'aucune étude n'avait révélé jusqu'à maintenant. De plus, cette technique d'analyse a l'avantage d'être peu invasive par rapport au système d'Adrian et contrairement aux techniques d'analyse type motion capture, elle ne nécessite pas l'utilisation d'une logistique et d'un matériel onéreux et imposant. Sa mise en place est rapide et facile tant que le chien daigne rester calme afin d'identifier précisément les repères osseux utilisés dans cette étude.

Par contre, cet appareil ne permet d'étudier la mobilité que d'une seule articulation à la fois et ne résout pas les erreurs liées aux mouvements de la peau et des muscles. De plus, il est fragile et doit donc être fixé et enlevé avec précaution.

Cette étude révèle également l'importance d'associer un système permettant de définir objectivement le début et la fin des différentes phases de la foulée, car les comparaisons

réalisées montrent la difficulté de localiser ces phases sur la courbe à partir de l'observation d'une vidéographie. Ceci implique d'utiliser l'électrogoniomètre avec un capteur d'appui. On peut néanmoins constaté que le chien, utilisé lors de l'étude électrogoniomètrique, présentait des ratios durée de la phase d'appui/ durée de la phase de soutien plus important que ceux cités dans les autres études. En effet, la phase d'appui représente, dans notre étude et particulièrement au trot, plus de 70 % de la durée d'une foulée. Cette importance de la phase d'appui au cours de la foulée peut s'expliquer par une phase d'amortissement plus longue ; en effet, à des allures comme le trot ou le galop, le chien de l'étude semble « s'envoler » et profite du tapis pour amortir son « envol »

Néanmoins, d'un point de vue scientifique, la fiabilité des mesures angulaires relevées par l'électrogoniomètre, notamment au pas, ouvre la porte à de nombreuses applications dans l'étude des articulations comme le coude, le genou, le carpe et le tarse. Ainsi, il serait intéressant de suivre l'évolution de l'amplitude angulaire d'une articulation pathologique afin d'évaluer l'efficacité des médicaments chirurgicaux ou médicaux (anti-inflammatoires), de la physiothérapie. Il peut être également intéressant de réaliser des mesures électrogoniomètriques sur des chiens atteints d'une pathologie articulaire connue afin d'en évaluer la répercussion sur la mobilité de cette articulation et d'observer la compensation éventuelle au niveau des autres articulations du même membre.

Dans tous les cas, il est nécessaire de réaliser d'autres expériences sur une population homogène de chiens sains afin de déterminer si cet appareil fournit réellement des informations fiables et répétitives d'un chien à un autre avant de l'exploiter dans le domaine de la recherche clinique.

CONCLUSION

Dans le domaine médical, la goniométrie est une technique destinée à mesurer les angles articulaires, ces mesures peuvent être effectuées manuellement sur un individu statique mais également au cours de la démarche grâce à une technique d'analyse cinématique : l'électrogoniométrie.

Dans cette étude, nous nous intéressons essentiellement à la mobilité articulaire au niveau des membres du chien.

Ainsi, l'un des buts de cette étude est de montrer la fiabilité et la précision des mesures goniométriques manuelles. En effet, la goniométrie est un outil d'investigation simple non invasif qui connaît de nombreuses applications en chirurgie, en physiothérapie et en radiologie.

Cette étude a également pour but de décrire les variations angulaires au cours de la démarche d'un chien sain grâce à l'utilisation d'un électrogoniomètre à destinée humaine. Ainsi, cet appareil fournit des renseignements précieux et fiables chez le chien ; par exemple, lors du pas, l'épaule, le genou et la hanche ont des amplitudes articulaires inférieures à 25 degrés lors des mouvements de flexion et d'extension, le coude et le tarse présente respectivement des amplitudes articulaires de 57 et de 42 degrés. Le carpe présente la plus grande mobilité avec une amplitude de 104 degrés. Cet appareil permet également d'étudier les mouvements d'abduction/adduction ; lors du pas, ces mouvements sont très faibles au niveau du coude et du genou, la hanche possède une amplitude de 15 degrés, l'épaule une amplitude de 20 degrés et le carpe une amplitude de 43 degrés.

L'ensemble de ce travail montre donc la simplicité et l'importance de la goniométrie chez le chien et offre de nombreuses perspectives d'études électrogoniométriques que ce soit dans le domaine de la recherche clinique ou en physiothérapie.

Le Professeur responsable
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon

Vu : Le Directeur
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon

LE DIRECTEUR

Stéphane MARTINOT

Le Président de la thèse

Vu et permis d'imprimer

Lyon, le 16 OCT. 2006

Pour Le Président de l'Université,
Le Président du Comité de Coordination
Des Etudes Médicales
Professeur F.N GILLY

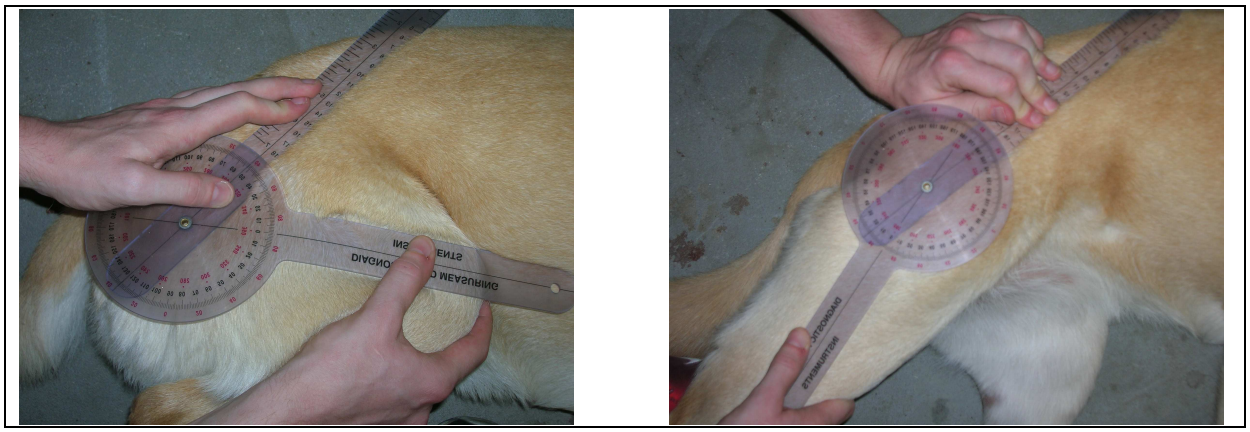
ANNEXES

ANNEXE 1 : Suivi de l'extension du grasset

Date	Angle fémoro-tibiale en extension (en degré)	Date	Angle fémoro-tibiale en extension (en degré)
06-janv	135	08-févr	130
07-janv	125	09-févr	135
08-janv	115	10-févr	138
09-janv	110	13-févr	138
10-janv	110	14-févr	139
12-janv	110	15-févr	137
13-janv	115	16-févr	138
14-janv	115	21-févr	135
15-janv	115	22-févr	137
16-janv	115	23-févr	138
17-janv	120	27-févr	137
18-janv	135	28-févr	139
30-janv	127	01-mars	140
31-janv	120	02-mars	142
01-févr	120	03-mars	143
02-févr	125	06-mars	145
03-févr	131	09-mars	144
07-févr	135		

Tableau 17 : Présentation des angles fémoro-tibiaux au cours du temps

ANNEXE 2 : Exemple des mesures goniométriques manuelles



Photographie 11 : Mesures des angles de flexion et d'extension de la hanche

ANNEXE 3 : Amplitudes articulaires moyennes mesurées sur les 10 chiens

	Epaule	Coude	Carpe	Hanche	Grasset	Tarse
C1	111,4	130,1	159,7	102,8	120,5	136,5
C2	111,2	130,9	164,4	108,7	**134,9**	126,5
C3	102,4	129,6	158	106,6	120,9	138
C4	**123,0**	**142,1**	**165,5**	116,7	129,1	135,3
C5	105,6	131,1	159,4	119,3	131,3	138,2
C6	112,4	136	164	**120,2**	125,1	138,6
C7	109,1	132,3	164,3	114,8	129,6	127,5
C8	112,1	130,3	162,3	109	121,6	132,8
C9	114,3	135	154,4	115,2	129,8	134,7
C10	116,8	135,6	164,9	111,4	134,8	**142,2**

ANNEXE 4 : Validation des mesures de l'électrogoniomètre

Mesures goniométriques (degré)	Mesures électrogoniomètriques (degré)	Erreur absolue (degré)	Erreur relative (%)
10	11	1	**9,09**
20	21	1	4,76
30	31	1	3,23
40	42	2	4,76
50	52	2	3,85
60	63	**3**	4,76
70	73	**3**	4,11
80	83	**3**	3,61
90	92	2	2,17
100	101	1	0,99
110	111	1	0,90
120	120	0	**0,00**
130	130	0	**0,00**
140	140	0	**0,00**
150	150	0	**0,00**
Moyenne		**1,33**	**2,82**
Ecart type		**1,11**	**2,58**

Tableau 18 : Valeurs des angles lors de l'essai 1 de la validation de l'électrogoniomètre.

Mesures goniométriques (degré)	Mesures électrogoniomètriques (degré)	Erreur absolue (degré)	Erreur relative (%)
10	10	**0**	**0,00**
20	21	1	**4,76**
30	31	1	3,23
40	42	2	**4,76**
50	52	2	3,85
60	62	2	3,23
70	72	2	2,78
80	83	**3**	3,61
90	92	2	2,17
100	101	1	0,99
110	111	1	0,90
120	121	1	0,83
130	129	1	0,78
140	139	1	0,72
150	149	1	0,67
Moyenne		**1,40**	**2,22**
Ecart type		**0,74**	**1,62**

Tableau 19 : Valeurs des angles lors de l'essai 2 de la validation de l'électrogoniomètre.

Mesures goniométriques (degré)	Mesures électrogoniomètriques (degré)	Erreur absolue (degré)	Erreur relative (%)
10	11	1	**9,09**
20	21	1	4,76
30	31	1	3,23
40	42	2	4,76
50	52	2	3,85
60	62	2	3,23
70	73	**3**	4,11
80	83	**3**	3,61
90	92	2	2,17
100	102	2	1,96
110	112	2	1,79
120	121	1	0,83
130	131	1	0,76
140	141	1	0,71
150	151	1	**0,66**
Moyenne		**1,67**	**2,82**
Ecart type		**0,72**	**2,58**

Tableau 20 : Valeurs des angles lors de l'essai 3 de la validation de l'électrogoniomètre.

ANNEXE 5 : Calcul des longueurs moyennes d'une foulée d'un membre

	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Essai 5	Moyenne Des essais	Longueur moyenne de la foulée (en mètre)
hanche	0,92	1,05	1,01	1,09	0,97	1,01	**0,97**
genou	0,92	0,95	0,92	0,95	0,95	0,94	
tarse	0,92	0,97	0,97	0,94	0,97	0,96	

Tableau 21 : Longueur moyenne de la foulée en mètre du membre postérieur gauche au trot

	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Essai 5	Moyenne Des essais	Longueur moyenne de la foulée (en mètre)
hanche	hanche	0,58	0,56	0,56	0,57	0,58	**0,57**
genou	genou	0,58	0,55	0,59	0,58	0,56	
tarse	tarse	0,56	0,56	0,60	0,60	0,56	

Tableau 22 : Longueur moyenne de la foulée en mètre du membre postérieur gauche au pas.

	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Essai 5	Moyenne Des essais	Longueur moyenne de la foulée (en mètre)
épaule	1,00	0,99	0,98	0,96	1,05	1,00	**0,99**
Coude	0,96	0,94	0,98	0,97	1,02	0,98	
carpe	1,04	0,95	0,98	1,01	1,04	1,00	

Tableau 23 : Longueur moyenne de la foulée en mètre du membre antérieur gauche au trot.

	Essai 1	Essai 2	Essai 3	Essai 4	Essai 5	Moyenne Des essais	Longueur moyenne de la foulée (en mètre)
épaule	0,53	0,56	0,53	0,56	0,59	0,55	**0,57**
Coude	0,58	0,58	0,56	0,55	0,59	0,57	
carpe	0,56	0,58	0,56	0,54	0,59	0,57	

Tableau 24 : Longueur moyenne de la foulée en mètre du membre antérieur gauche au pas.

ANNEXE 6 : Présentations des études utilisées lors de l'étude comparative

Articulations	Epaule	Coude	Carpe	Hanche	Genou	Tarse
Amplitude (degré)	25,3	48,1	91,1	34,6	37,8	32

Tableau 25 : Amplitudes angulaires mesurées au pas dans l'étude de Hottinger [28].

Articulations	Epaule	Coude	Carpe	Hanche	Genou	Tarse
Amplitude (degré)	43	69,1	150	45,6	65,6	61,3

Tableau 26 : Amplitudes angulaires mesurées au trot dans l'étude de Gilette [21].

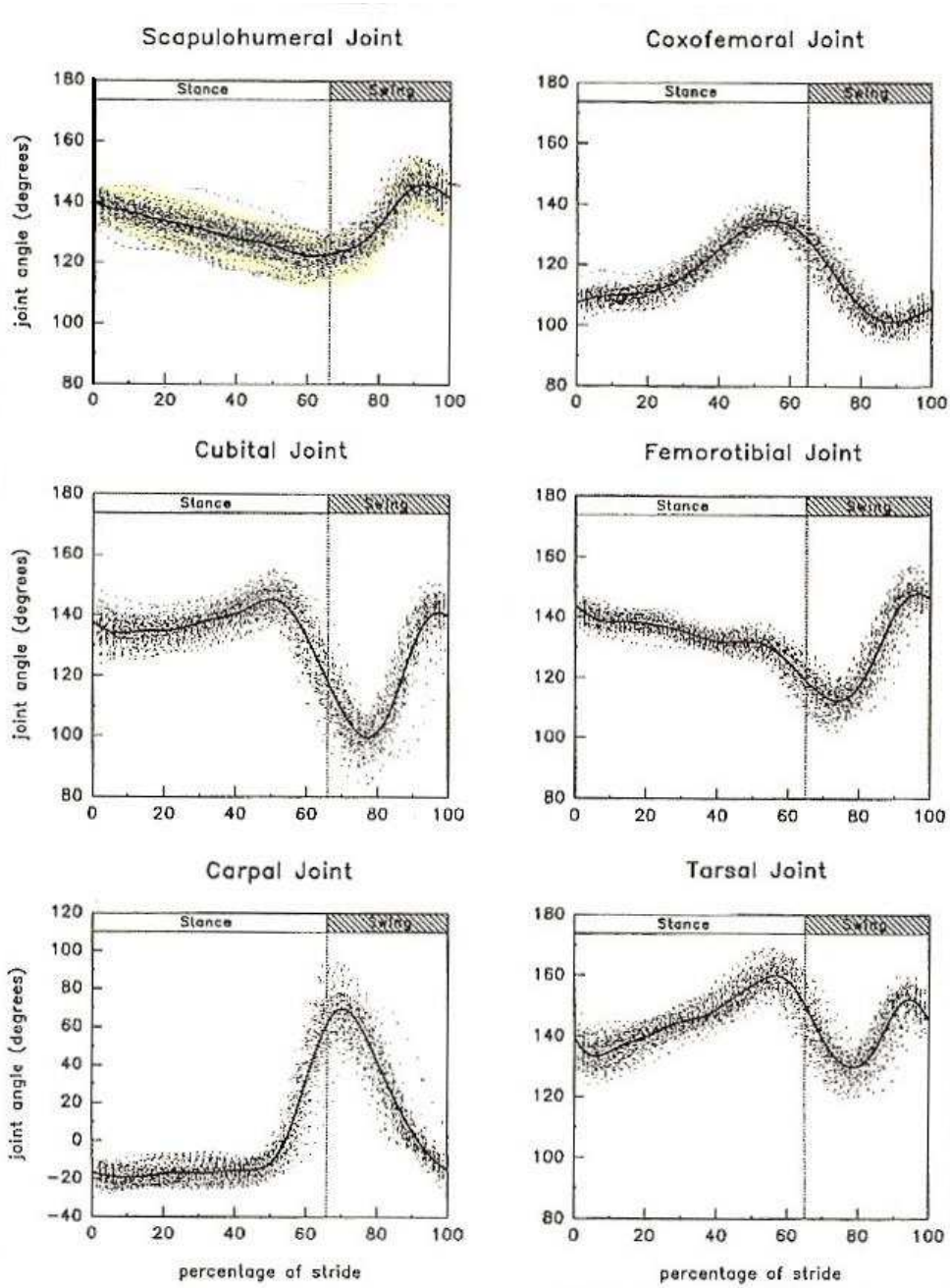


Figure 54 : Représentations graphiques des mouvements de flexion et d'extension au pas dans l'étude de Hottinger [28] (Stance =phase d'appui, Swing=phase de soutien).

LEXIQUE

Abduction : **mouvement d'un membre ou d'un segment de membre qui a pour but de l'écarter du plan médian du corps**

Adduction : **mouvement dont le but est de rapprocher le membre ou le segment de membre du plan médian du corps**

Circumduction : association des différents mouvements tendant à décrire un cercle

Extension : **action d'ouvrir l'angle que font deux segments de membres articulés en les écartant pour les aligner**

Flexion : **action de refermer l'angle des deux segments de l'articulation**

Grasset : **région du membre postérieur situé à la limite de la cuisse et de la jambe et ayant pour base la rotule**

Jarret : **terme désignant la région du tarse chez les animaux quadrupèdes**

Valgus : **déviation d'un membre ou d'un segment de membre vers l'extérieur**

Varus : **déviation d'un membre ou d'un segment de membre vers l'intérieur**

BIBLIOGRAPHIE

1. Allain J, Analyse cinématique et fonction de l'articulation du genou. Revue de chirurgie orthopédique 2000 ; 86 : 625-643.

2. Arthrose, cours en ligne, COFER, http://cofer.univ-lille2.fr/2eme_cycle/items_57.htm, 2006.

3. Adrian MJ, Roy WE, Karpovich PV. Normal gait of the dog: an electrogoniometric study. Am J Vet Res 1966; 27: 90-95.

4. Barone R. (1989) : Anatomie comparée des mammifères domestiques : arthrologie et myologie. Editions Vigot Frères, Paris. 984 pages.

5. Beaudequin S.Technique de l'examen à distance du chien boiteux. Illustration des principales affections locomotrices chez le chien en vue de la réalisation d'un CD-Rom pédagogique. Thèse de doctorat vétérinaire. Lyon : ENVL, 2006 ;? pages.

6. Biometrics, goniometer and torsiometer operating manual, UK 2002;25 pages.

7. Biometrics, Laboratory Data Acquisition System Operating Manual, UK 2002; 47 pages.

8. Brosseau L, Balmer S, Toussignant M, O'Sullivan JP et al. Intra and Intertester reliability and criterion validity of the parallelogramm and universal goniometers for measuring maximum active knee flexion and extension of patients with knee restrictions. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82: 396-02.

9. Charmetan H, Contribution à l'étude du mouvement physiologique de l'articulation coxofémorale saine chez le chien, à partir d'un travail expérimental cinématique tridimensionnel réalisé chez le berger allemand à l'aide d'un système optoélectronique type motion analysis. Ecole Nationale Vétérinaire de Lyon : Université Claude Bernard Lyon. 1995 ; 59-63.

10. Cofone MA, Smith GK, Lenehan TM, Newton CD. Unilateral and Bilateral Stifle Arthrodesis in Eight Dogs. Vet Surg 1992; 21, 4: 299-303.

11. Collins KE, Lewis DD, Lanz OI, Newell SM. Use of a circular external skeletal fixator for stifle arthrodesis in a dog. Journal of Small Animal Practice 2000; 41: 312-315.

12. Conroy DE, Hayes KW. The effect of joint mobilization as a component of comprehensive treatement for primary shoulder impringnement syndrome. J Orthop Sports Phys Ther 1998, 28:3-14.

13. Cook JL, Renfro DC, Tomlinson JL, Sorensen JE. Measurement of angles abduction for diagnosis of shoulder instability in dogs using goniometry and digital image analysis. Vet Surg 2005; 34: 463-468.

14. Cook JL, Tomlinson JL, Fox DB, Kenter Keith, Cook CR. Treatment of dogs diagnosed with medial shoulder instability using radiofrequency-induced thermal capsulorrhaphy. Vet Surg2005;34:469-475.

15. DeCamp CE. Kinematic gait analysis of the trot in healthy Greyhounds. American Journal Vet Research 1993; 54:627-634.

16. DeCamp CE. Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice 1997, 27:825-40.

17. Dhalberg J, Fitch G, Evans RB, McClure SR, Conzemius M. The evaluation of extracorporeal shockwave therapy in naturally occurring osteoarthritis of the stifle joint in dogs. Vet Comp Orthop Traumatol 2005; 18:147-152.

18. Dujardin F. Analyse clinique et cinématique de la hanche. Revue de chirurgie orthopédique 2000 ; 86 : 625-643.

19. Durall I, Falcon C, Diaz-Bertrana C, Franch J. Effects of Static Fixation and Dynamization after Interlocking Femoral Nailing Locked with an External Fixator : An Experimental Study in Dogs. Vet Surg 2004, 33:323-332.

20. Follak, Merk Harry. The benefit of gait analysis in functional diagnostics in the rehabilitation of patients after operative treatement of calcaneal fracture. Foot and Ankle surgery 2003; 9: 209-214.

21. Gilette RL, Zebas CJ. A two-dimensional Analysis of Limb Symmetry in the Trot of Labrador Retriever.JAmAnimHospAssoc1999; 35:515-20.

22. Goslow GE, Seeherman HJ, Taylor CR et al: Electrical activity and relative length changes of dog limb muscles as a function of speed and gait. J Exp Biol 94:15, 1981

23. Gray JM, Lambrechts NE, Maritz NGJ, Joubert KE. A biomechanical investigation of the static stabilisers of the glenohumeral joint in the dog. Vet Comp Orthop Traumatol 2005; 18:55-61.

24. Gross, Saunders D, Walker JR, Levine D. Joint mobilisation. Vet Clin S An Pract 2005; 35,6 1287-1316.

25. Henry GA. Radiographic development of canine hip dysplasia. Vet Clin North Am Small Anim Pract 1992; 22: 559-577.

26. Hillman R; Li L, Lauer S. Effects of treadmill inclination on hindlimb kinematics and electromyographic activity in healthy hounds. ECVS Proceedings 2005; 375-376.

27. Hopper DM, Creagh MJ, Formby PA, Goh SC, Boyle JJ, Strauss GR. Functional measurement of knee joint position sense after anterior ligament reconstruction. Arch Phys Med Rehabil 2003; 84: 868-871.

28. Hottinger HA, De Camp CE, Olivier NB, et al. Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. Am J Vet Res 1996; 57:381-388.

29. Houvet P. La polyarthrite rhumatoïde, cours en ligne. IFCM, http://www.institut-main.fr/pop_cas/polyarthrite_rhumatoide.htm, page consultée le 4 avril 2006.

30. Jaegger G, Marcellin-Little DJ, Levine D. Reliability of goniometry in Labrador Retrievers. American Journal of Veterinary Research 2002; 63:979-986.

31. Jaegger GH, Wosar MA, Marcellin-Little DJ, Duncan B, Lascelles X. Use of hinged transarticular external fixation for adjunctive joint stabilization in dogs and cats: 14 cases (1999-2003). JAVMA 2005; 227, 4:586-591.

32. Jerram RM, Walker AM, Warman CGA. Proximal tibial intraarticular osteotomy for treatment of canine cranial cruciate ligament injury. Vet Surg 2005; 34:196-205.

33. Johnson AL, Probst CW, DeCamp CE, Rosenstein DS et al. Vertical position of the patella in the stifle joint of clinically large-breed dogs. Am J Vet Res;63,1:42-47.

34. Johnson PW, Jonsson P, Hagberg M. Comparison of measuremet accuracy between 2 wrist goniometers systems during pronation and suppination. Journal of electromyography and kinesiology 2002; 12: 413-420.

35. Kinzel GL, Van Sickle DC, Hillberry BM, Hall AS. Preliminary Study of the in vivo Motion in the Canine Shoulder. Am J Vet Res 1976; 37: 1505-1510.

36. Kreulen M, Smeulders MJC, Veeger HEJ, Hage JJ, Van Der Horst MAM. Three dimensional video analysis of forearm rotation before and after combined pronator teres rerouting and flexor carpi ulnaris tendon transfer surgery in patients with cerebral palsy. Journam of hand surgery 2004; 29B:1:55-60.

37. Le Quang T. Utilisations d'un dispositif d'analyse de la demarche de type Gaitrite® chez le chien. Mémoire du diplôme d'Etudes Approfondies de Génie Mécanique. Ecole Doctorale MEGA de LYON 2005; 96 pages.

38. Lerat JL. Ostéotomies dans la gonarthrose. Conférences d'enseignement de la Sofcot 2000; 73: 165-201.

39. Levine D, Millis DL, Marcellin-Little DJ. Introduction to veterinary physical rehabilitation. Veterinary clinics Small Animal Practice 2005; 35, 6:1247-1254.

40. Low JL. The reliability of joint measurement. Physiotherapy 1976 ; 2 :150-1661.

41. Maitre P. Analyse de la marche du chien à l'aide d'un tapis de marche de type GAITFour. Thèse de doctorat vétérinaire. Lyon : ENVL, 2005 ;199 pages.

42. Mann FA,Wagner-Mann C, Tangner CH : Manual goniometric measurement of the pelvic limb. Journal of the American Animal Hospital Association 1988; 24:189-194.

43. Mc Laughlin RM. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. Vet Clin North Am Small Anim Pract 2001; 31:193-201.

44. Marsolais GS, McLean S, Derrick T, Conzemius MG. Kinematic analysis of the hind limb during swimming and walking in healthy dogs and dogs with surgically corrected cranial cruciate ligament rupture. JAVMA 2003; 222, 6:739-743.

45. Mopper DM, Creagh MJ, Formly PA et al. Functionnal measurement of knee joint position sense after anterior cruciate ligament reconstruction. Arch Phys Med Rehabil 2003; 84 : 868-872.

46. Muybridge E. Animal in motion. New York: Dover publications Inc.,1957.

47. Myles MC, Rowe PJ, Walker CRC, Nutton WR. Knee joint functional range of movement prior to and following total knee arthroplasty measured using flexible electrogoniometry. Gail and posture 2002; 16: 46-54.

48. Newton C.D. and Nunamaker D.M. Normal and abnormal gait. Textbook of small animal orthopaedics 1985.

49. Newton CD. Normal joint range of motion in the dog and cat appendix. Text book of small animal orthopaedics 1985: 1101-1106.

50. Oakes MG, Lewis DD, Elkins AD et al. Evaluation of shelf arthroplasty as a treatment for hip dysplasia in dogs. JAVMA 1996; 208: 1838-1845.

51. Paul JP, Railhac JJ et al. Radioanatomie et techniques- Bassin et hanches de l'adulte, cours en ligne, http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/radioanatomie/021.html, page consultée le 4 avril 2006.

52. Physical therapy of Los Gatos: What is an inclinometer?, http://www.ptoflosgatos.com/instrumentation/index.html, page consultée le 20 mai 2006.

53. Polyarthrite rhumatoïde, cours en ligne, COFER, http://cofer.univ-lille2.fr/2ème_cycle/items_121.htm, 2006.

54. Romand O. Contribution à l'étude biomécanique articulaire : histoire de la biomécanique articulaire et essai comparatif d'analyse cinématique chez le chien. ENVL. Lyon : UCBL 1995 ; 123.

55. Rowe PJ, Myles CM, Hillman SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. Physiotherapy 2001;87,9: 479-488.

56. Rowe PJ, Myles CM, Walker C, Nutton R. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: How much knee motion is sufficient for normal daily life? Gait and posture 2000; 12: 143-155.

57. Salvia P, Champagne O, Feipel V, Rooze M et al. Clinical biomechanics 2006 ; 21 :323-329.

58. Sawaya, articulations du membre pelvien. Unité Anatomie Comparée. ENVL 2003.

59. Sawaya S. Analyse des sollicitations mécaniques au niveau de l'extrémité proximale du tibia, avant, et après section du ligament croisé cranial chez le chien. Mémoires de diplômes d'études Approfondies. Université Paris XI 1992. 33p.

60. Smith G.K., Biery D.N., Gregor T.P. New concepts of Cox femoral joint stability and the development of a clinical stress-radiographic method for quantitating hip joint laxity in the dog. J Am Vet Med Assoc 1990; 196: 59-70.

61. Sprigle S, Flinn, Wootten M, Mc Corry S. Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion. Clinical biomechanics 2003; 18: 462-465.

62. Steiss JE, Levine D. Physical agent modalities. Veterinary Clinics Small Animal Practice 2005; 35:1317-1333.

63. Summer-Smith G. Gait Analysis and orthopedics examination In: DS S, ed. Textbook of small animal surgery, 1993; 1577-1586.

64. Summer-Smith G. Forelimb action. Decision Making In Small Animal Orthopaedics Surgery 1988; 4-5.

65. Summer-Smith G. Hindlimb action. Decision Making In Small Animal Orthopaedics Surgery 1988; 6-7.

66. Summer-Smith G. Normal locomotion. Decision Making In Small Animal Orthopaedics Surgery 1988; 2-3.

67. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics. Gait and posture 2002; 16:159-179.

68. Taylor NF, Goldie PA, Evans OM. Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. Gait and posture (1999); 9: 88-94.

69. Terwee CB, De Winter AF, Scholten J et al. Interobserver reproductibility of the visual estimation of range of motion of the shoulder. Arch Phys Med Rehabil, 2005, 86 1356-1361.

70. Trevor Lewis. Anterior CrucIate Ligament Injury in female athlete: why are women so vulnerable ? Literature review, Physiotherapie 2000, 86, 9, 464-472.

71. Vasseur P.B, Moore D, Brown A, Eng D. Stability of the canine shoulder joint : An in vitro analysis. Am J Vet Res, 1982; 43,2:352-355.

72. Weigel JP, Arnold G, Hicks DA, Millis DL. Biomechanics of rehabilitation. Vet Clin Small Anim Pract 2005; 35, 6: 1255-1285.

73. Winter AF, Heemskerk AMBM, Terwee CB et al. Inter-observer reproductibility of measurements of range of motion in patients with shoulder pain using a digital inclinometer. BMC Musculoskeletal disorders 2004, 5:18.

74. Wisdo JJ. Chiropractic management of hip pain conservative hip arthroplasty. Journal of manipulative and physiological therapeutics 2004; 27:7.

NOM : COLIN **PRENOM : Alexis**

TITRE : Utilisation de la goniomètrie et de l'électrogoniomètrie chez le chien.

Thèse Vétérinaire : Lyon, 2006

RESUME :

La goniomètrie est une discipline encore méconnue dans le domaine médical et notamment en pratique courante. Pourtant, elle permet d'évaluer, grâce à un artifice d'appareils, la mobilité articulaire sur des individus statiques ou lors de la locomotion. Ainsi, en médecine humaine, la goniomètrie manuelle est fréquemment employée en radiographie ou en kinésithérapie et des instruments sont d'ailleurs confectionnés afin de faciliter les mesures. L'électrogoniomètrie tend également à se développer car elle apporte de nombreux renseignements sur la démarche d'individus sains, convalescents ou atteints de pathologies orthopédiques.

En médecine vétérinaire canine , la goniomètrie et l'électrogoniomètrie sont relatées dans de nombreuses études de recherche clinique tendant à prouver la fiabilité et l'intérêt de ces disciplines. Nul doute qu' elles sont destinées à connaître un essor important en chirurgie, en physiothérapie, en radiologie dans les années à venir. Contrairement à l'homme, il est difficile d'établir des valeurs « normes » de la mobilité articulaire ce qui implique de comparer les valeurs entre les 2 articulations d'un même chien lors de mesures manuelles.

Dans cette étude, des mesures ont été réalisées sur un chien mobile à l'aide d'un électrogoniomètre utilisé chez l'homme ; les premiers résultats au pas et au trot sont concluants et peuvent constituer la base de futures recherches dans ce domaine.

MOTS CLES :

- Goniomètrie
- Electrogoniomètrie
- Chien
- Membres

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Gharib
1er Assesseur : Monsieur le Professeur Viguier
2ème Assesseur : Monsieur le Docteur Sawaya

DATE DE SOUTENANCE :

3 novembre 2006

ADRESSE DE L'AUTEUR :

15 rue de l'abbé Grégoire
54300 LUNEVILLE