



HAL
open science

Analyse de la locomotion chez des chiens sains et atteints d'une lésion unilatérale du ligament croisé crânial à différentes allures

Jennifer Linet

► To cite this version:

Jennifer Linet. Analyse de la locomotion chez des chiens sains et atteints d'une lésion unilatérale du ligament croisé crânial à différentes allures. Sciences du Vivant [q-bio]. 2022. dumas-03830796

HAL Id: dumas-03830796

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03830796v1>

Submitted on 12 Jan 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2022 - Thèse n° 043

**ANALYSE DE LA LOCOMOTION CHEZ DES CHIENS SAINS ET ATTEINTS
D'UNE LÉSION UNILATÉRALE DU LIGAMENT CROISÉ CRANIAL A
DIFFÉRENTES ALLURES.**

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard Lyon 1
(Médecine – Pharmacie)

Et soutenue publiquement le 30 septembre 2022
Pour obtenir le titre de Docteur Vétérinaire

Par

LINET Jennifer

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2022 - Thèse n° 043

ANALYSE DE LA LOCOMOTION CHEZ DES CHIENS SAINS ET ATTEINTS D'UNE LÉSION UNILATÉRALE DU LIGAMENT CROISÉ CRANIAL A DIFFÉRENTES ALLURES.

THESE

Présentée à l'Université Claude Bernard Lyon 1
(Médecine – Pharmacie)

Et soutenue publiquement le 30 septembre 2022
Pour obtenir le titre de Docteur Vétérinaire

Par

LINET Jennifer

Liste des enseignants du Campus vétérinaire de Lyon (26-01-2022)

Mme	ABITBOL	Marie	Professeur
M.	ALVES-DE-OLIVEIRA	Laurent	Maître de conférences
Mme	ARCANGIOLI	Marie-Anne	Professeur
Mme	AYRAL	Florence	Maître de conférences
Mme	BECKER	Claire	Maître de conférences
Mme	BELLUCO	Sara	Maître de conférences
Mme	BENAMOU-SMITH	Agnès	Maître de conférences
M.	BENOIT	Etienne	Professeur
M.	BERNY	Philippe	Professeur
Mme	BONNET-GARIN	Jeanne-Marie	Professeur
M.	BOURGOIN	Gilles	Maître de conférences
M.	BRUTO	Maxime	Maître de conférences Stagiaire
M.	BRUYERE	Pierre	Maître de conférences
M.	BUFF	Samuel	Professeur
M.	BURONFOSSE	Thierry	Professeur
M.	CACHON	Thibaut	Maître de conférences
M.	CADORÉ	Jean-Luc	Professeur
Mme	CALLAIT-CARDINAL	Marie-Pierre	Professeur
M.	CHABANNE	Luc	Professeur
Mme	CHALVET-MONFRAY	Karine	Professeur
M.	CHAMEL	Gabriel	Maître de conférences
M.	CHETOT	Thomas	Maître de conférences Stagiaire
Mme	DE BOYER DES ROCHES	Alice	Maître de conférences
Mme	DELIGNETTE-MULLER	Marie-Laure	Professeur
Mme	DJELOUADJI	Zorée	Professeur
Mme	ESCRIOU	Catherine	Maître de conférences
M.	FRIKHA	Mohamed-Ridha	Maître de conférences
M.	GALIA	Wessam	Maître de conférences
M.	GILLET	Benoit	AERC
Mme	GILOT-FROMONT	Emmanuelle	Professeur
M.	GONTHIER	Alain	Maître de conférences
Mme	GREZEL	Delphine	Maître de conférences
Mme	HUGONNARD	Marine	Maître de conférences
Mme	JOSSON-SCHRAMME	Anne	Chargé d'enseignement contractuel
M.	JUNOT	Stéphane	Professeur
M.	KODJO	Angeli	Professeur
Mme	KRAFFT	Emilie	Maître de conférences
Mme	LAABERKI	Maria-Halima	Maître de conférences
Mme	LAMBERT	Véronique	Maître de conférences
Mme	LE GRAND	Dominique	Professeur
Mme	LEBLOND	Agnès	Professeur
Mme	LEDOUX	Dorothee	Maître de conférences
M.	LEFEBVRE	Sébastien	Maître de conférences
Mme	LEFRANC-POHL	Anne-Cécile	Maître de conférences
M.	LEGROS	Vincent	Maître de conférences
M.	LEPAGE	Olivier	Professeur
Mme	LOUZIER	Vanessa	Professeur
M.	LURIER	Thibaut	Maître de conférences Stagiaire
M.	MAGNIN	Mathieu	Maître de conférences Stagiaire
M.	MARCHAL	Thierry	Professeur
Mme	MOSCA	Marion	Maître de conférences
M.	MOUNIER	Luc	Professeur
Mme	PEROZ	Carole	Maître de conférences
M.	PIN	Didier	Professeur
Mme	PONCE	Frédérique	Professeur
Mme	PORTIER	Karine	Professeur
Mme	POUZOT-NEVORET	Céline	Maître de conférences
Mme	PROUILLAC	Caroline	Professeur
Mme	REMY	Denise	Professeur
Mme	RENE MARTELLET	Magalie	Maître de conférences
M.	ROGER	Thierry	Professeur
M.	SAWAYA	Serge	Maître de conférences
M.	SCHRAMME	Michael	Professeur
Mme	SERGENTET	Delphine	Professeur

M.	TORTEREAU	Antonin	Maître de conférences
Mme	VICTONI	Tatiana	Maître de conférences
M.	VIGUIER	Eric	Professeur
Mme	VIRIEUX-WATRELOT	Dorothée	Chargé d'enseignement contractuel
M.	ZENNER	Lionel	Professeur

REMERCIEMENTS

A Madame la Professeure Servien de l'Université Claude Bernard Lyon 1, Faculté de médecine de Lyon,

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

Tous mes hommages les plus respectueux.

A Monsieur le Docteur Cachon de VetAgro Sup, Campus vétérinaire de Lyon,

Qui a été à l'origine de ce travail et l'a suivi tout au long de sa réalisation,

Avec l'expression de toute ma gratitude et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Gillet de VetAgro Sup, Campus vétérinaire de Lyon,

Qui nous a fait l'honneur d'accepter de juger ce manuscrit et de siéger à ce jury,

En reconnaissance du temps passé et de l'aide précieuse qu'il a su m'accorder,

Avec l'expression de toute ma gratitude et de mon profond respect.

TABLE DES MATIERES

TABLE DES ANNEXES	11
TABLE DES FIGURES.....	11
TABLE DES TABLEAUX.....	13
LISTE DES ABREVIATIONS	13
INTRODUCTION.....	15
PARTIE BIBLIOGRAPHIQUE	17
I. LA LOCOMOTION DU CHIEN	18
A. LES ALLURES	18
1. <i>Le pas</i>	18
2. <i>Le trot</i>	19
3. <i>Le galop</i>	20
B. LA FOULEE.....	22
1. <i>La phase de soutien</i>	22
2. <i>La phase d'appui</i>	25
II. ANATOMIE DU GRASSET	27
A. L'APPAREIL OSTEOARTICULAIRE.....	28
B. LES MUSCLES DU GRASSET.....	31
1. <i>Le muscle quadriceps</i>	32
a. Anatomie.....	32
b. Fonctions	33
2. <i>Le muscle biceps fémoral</i>	33
a. Anatomie.....	33
b. Fonction	34
3. <i>Le muscle gastrocnémien</i>	35
a. Anatomie.....	35
b. Fonctions	35
C. BIOMECANIQUE DE LA STABILITE ARTICULAIRE DU GRASSET SAIN	36
III. LA RUPTURE DU LIGAMENT CROISE CRANIAL.....	39
A. PATHOGENIE.....	39
B. BIOMECANIQUE DE LA STABILITE ARTICULAIRE DU GRASSET DANS LE CADRE D'UNE RUPTURE DU LIGAMENT CROISE CRANIAL	40
C. SIGNES CLINIQUES	41
IV. METHODE D'ANALYSE DU MOUVEMENT	43
A. ETUDE CINEMATIQUE.....	43
1. <i>Définition</i>	43
2. <i>Paramètres étudiés</i>	43
3. <i>Les outils</i>	44
B. ETUDE CINETIQUE	44
1. <i>Définition</i>	44
2. <i>Les outils</i>	45
PARTIE EXPERIMENTALE	47
I. MATERIELS ET METHODES.....	49
A. PRESENTATION DES ANIMAUX	49
B. PROCEDURE.....	49
C. TRAITEMENT DU SIGNAL ET PARAMETRES ETUDIES	52

1. L'accélérométrie	52
2. Le tapis de pression	53
3. L'électromyographie de surface	54
D. ANALYSE STATISTIQUE	54
II. RESULTATS	55
A. LES CHIENS SAINS	55
1. Présentation des chiens inclus dans l'étude	55
2. Etude des paramètres temporels.....	55
3. Etude par électromyographie de surface	56
a) Au pas	56
b. Au trot.....	58
4. Etude des paramètres issus du tapis de pression	60
a. Au pas	60
b. Au trot.....	60
B. CHIENS PATHOLOGIQUES	61
1. Présentation des chiens inclus dans l'étude	61
2. Etude des paramètres temporels.....	61
3) Etude par électromyographie de surface	62
a. Au pas	62
b. Au trot.....	62
4. Etude des paramètres issus du tapis de pression	63
a. Au pas	63
b. Au trot.....	64
C. COMPARAISON ENTRE LES DEUX GROUPES	64
1. Données épidémiologiques.....	64
2. Etudes des paramètres temporels	65
3. Etude par électromyographie de surface	66
4. Etude des paramètres issus du tapis de pression	71
III. DISCUSSION	75
A. OBJECTIF DE L'ETUDE ET RESULTAT PRINCIPAL	75
B. DISCUSSION SUR LES CHIENS INCLUS DANS L'ETUDE.....	75
C. DISCUSSIONS DES MUSCLES CHOISIS POUR L'ETUDES	76
D. DISCUSSION DES RESULTATS.....	76
1. Paramètres temporels	76
2. Paramètres d'électromyographie de surface	77
a. Phase d'appui.....	77
b. Phase de soutien.....	78
3. Paramètres liés au tapis de pression	80
E. LIMITES.....	81
CONCLUSION	83
BIBLIOGRAPHIE	85
ANNEXES.....	91

Table des annexes

ANNEXE 1 : CODE INFORMATIQUE CPERMETTANT L'ANALYSE DES DONNEES D'ACCELEROMETRIE ET D'ELECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE AU PAS.....	91
ANNEXE 2 : CODE INFORMATIQUE CPERMETTANT L'ANALYSE DES DONNEES D'ACCELEROMETRIE ET D'ELECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE AU TROT	99
ANNEXE 3 : TABLEAU REGROUPANT LA VALEUR MOYENNE ET L'ERREUR STANDARD (ENTRE PARENTHESES) POUR LES VALEURS EMG INTEGREE DES DEUX GROUPES ETUDIES.....	107

Table des figures

FIGURE 1 : SEQUENCE DES APPUIS AU SOL DES MEMBRES THORACIQUES ET PELVIENS AU PAS D'APRES D. NUNAMAHER	19
FIGURE 2 : SEQUENCE DES APPUIS AU SOL DES MEMBRES THORACIQUES ET PELVIENS AU TROT D'APRES D. NUNAMAHER	20
FIGURE 3 : SEQUENCE DES APPUIS AU SOL DES MEMBRES THORACIQUES ET PELVIENS AU GALOP D'APRES D. NUNAMAHER	21
FIGURE 4 : SCHEMA DES DIFFERENTS TEMPS DE LA PHASE DE SOUTIEN D'APRES S.GIBERT	22
FIGURE 5 : REPRESENTATION DES AMPLITUDES ARTICULAIRES DE LA HANCHE, DU GRASSET ET DU TARSE LORS DE LA PHASE DE SOUTIEN AU PAS D'APRES A. GOBEROT	23
FIGURE 6 : REPRESENTATION DES AMPLITUDES ARTICULAIRES DE LA HANCHE, DU GRASSET ET DU TARSE LORS DE LA PHASE DE SOUTIEN AU TROT D'APRES A. GOBEROT	24
FIGURE 7 : SCHEMA DES DIFFERENTS TEMPS DE LA PHASE D'APPUI D'APRES S.GIBERT	25
FIGURE 8 : REPRESENTATION DES AMPLITUDES ARTICULAIRES DE LA HANCHE, DU GRASSET ET DU TARSE LORS DE LA PHASE D'APPUI AU PAS D'APRES A. GOBEROT	26
FIGURE 9 : REPRESENTATION DES AMPLITUDES ARTICULAIRES DE LA HANCHE, DU GRASSET ET DU TARSE LORS DE LA PHASE D'APPUI AU TROT D'APRES A. GOBEROT	27
FIGURE 10 : PHOTOGRAPHIE DE L'OSTEOLOGIE DU GRASSET D'APRES HORST EROCH KÖNIG.....	28
FIGURE 11 : ILLUSTRATION DE L'ANATOMIE DES LIGAMENTS COMPOSANT L'ARTICULATION FEMORO-PATELLAIRE D'APRES R.BARONE	29
FIGURE 12 : ILLUSTRATION DE L'ANATOMIE DES LIGAMENTS CROISES ET DES MENISQUES DU GRASSET D'APRES G. CONSTANTINESCU	30
FIGURE 13 : ILLUSTRATION DE L'ANATOMIE DU MUSCLE QUADRICEPS D'APRES MSA KUMAR	32
FIGURE 14 : ILLUSTRATION DES INSERTIONS DU BICEPS FEMORAL D'APRES MSA KUMAR.....	34
FIGURE 15 : ILLUSTRATION DE L'ANATOMIE DU MUSCLE GASTROCNEMIEN D'APRES MSA KUMAR	35
FIGURE 16 : SCHEMA REPRESENTANT LA FORCE GLOBALE COMPRESSIVE D'UN GRASSET SAIN D'APRES S.SAWAYA.....	37
FIGURE 17 : SCHEMA DE LA POUSSEE TIBIALE CRANIALE LORSQUE LE PIED EST EN APPUI SUR LE SOL D'APRES B.SLOCUM.....	37
FIGURE 18 : MODELISATION DE L'ACTION DES LIGAMENTS CROISES DANS LES MOUVEMENTS DE FLEXION ET D'EXTENSION D'APRES B.SLOCUM.	38

FIGURE 19 : SCHEMA REPRESENTANT LA FORCE GLOBALE COMPRESSIVE D'UN GRASSET PRESENTANT UNE RUPTURE DU LIGAMENT CROISE CRANIAL S.SAWAYA.....	41
FIGURE 20 : ILLUSTRATION DE LA REALISATION DES TESTS DE STABILITE DU GRASSET D'APRES PB.VASSEUR 42	
FIGURE 24 : SCHEMA REPRESENTANT LE PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DE L'ELECTROMYOGRAPHIE D'APRES P.KONRAD	45
FIGURE 25 : PHOTO DE L'ENVIRONNEMENT DE TRAVAIL AVEC LE TAPIS DE PRESSION, LINET JENNIFER	50
FIGURE 26 : SCHEMA POUR LA MISE EN PLACE DES ELECTRODES POUR LE MUSCLE BICEPS FEMORAL ET LE MUSCLE VASTE LATERAL D'APRES B.BOCKSTAHLER	51
FIGURE 27 : PHOTO DES ELECTRODES MISES EN PLACE, LINET JENNIFER.....	51
FIGURE 28 : DECOUPAGE DES DONNEES DE L'ACCELEROMETRE EN DIFFERENTS TEMPS, LINET JENNIFER.....	53
FIGURE 29 A : COURBE ELECTROMYOGRAPHIQUE DU MUSCLE GASTROCNEMIEN ENREGISTRE AU PAS, LINET JENNIFER.....	56
FIGURE 29 B : COURBE ELECTROMYOGRAPHIQUE DU MUSCLE BICEPS FEMORAL ENREGISTRE DURANT UN CYCLE DE PAS, LINET JENNIFER.....	57
FIGURE 29 C : COURBE ELECTROMYOGRAPHIQUE DU MUSCLE VASTE LATERAL ENREGISTRE DURANT UN CYCLE DE PAS, LINET JENNIFER.....	57
FIGURE 30 A: COURBE ELECTROMYOGRAPHIQUE DU MUSCLE GASTROCNEMIEN ENREGISTRE DURANT UN CYCLE DE TROT, LINET JENNIFER.....	58
FIGURE 30 B : COURBE ELECTROMYOGRAPHIQUE DU MUSCLE BICEPS FEMORAL ENREGISTRE DURANT UN CYCLE DE TROT, LINET JENNIFER.....	59
FIGURE 30 C : COURBE ELECTROMYOGRAPHIQUE DU MUSCLE VASTE LATERAL ENREGISTRE DURANT UN CYCLE DE TROT, LINET JENNIFER.....	59
FIGURE 31 : COURBE ELECTROMYOGRAPHIQUE DU MUSCLE BICEPS FEMORAL ENREGISTRE DURANT UN CYCLE DE PAS CHEZ UN CHIEN PRESENTANT UNE RUPTURE DU LIGAMENT CROISE CRANIAL, LINET JENNIFER	62
FIGURE 32 : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES PARAMETRES TEMPORELS DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU PAS, LINET JENNIFER.	65
FIGURE 33 : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES PARAMETRES TEMPORELS DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU TROT, LINET JENNIFER.	66
FIGURE 34A : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES VALEURS D'EMG INTEGRE DU MUSCLE GASTROCNEMIEN DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU PAS, LINET JENNIFER.	67
FIGURE 34B : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES VALEURS D'EMG INTEGRE DU MUSCLE BICEPS FEMORAL DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU PAS, LINET JENNIFER.	67
FIGURE 34C : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES VALEURS D'EMG INTEGRE DU MUSCLE VASTE LATERAL DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU PAS, LINET JENNIFER.	68
FIGURE 35A : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES VALEURS D'EMG INTEGRE DU MUSCLE GASTROCNEMIEN DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU TROT, LINET JENNIFER.	69
FIGURE 35B : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES VALEURS D'EMG INTEGRE DU MUSCLE BICEPS FEMORAL DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU TROT, LINET JENNIFER.	69
FIGURE 35C : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES VALEURS D'EMG INTEGRE DU MUSCLE VASTE LATERAL DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU TROT, LINET JENNIFER.	70
FIGURE 36A : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES INDICES DE SYMETRIE SUR LE TEMPS D'APPUI DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU PAS, LINET JENNIFER.....	71

FIGURE 36B : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES INDICES DE SYMETRIE DE LA PRESSION EXERCEE PAR LES MEMBRES EN CONTACT AVEC LE SOL DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU PAS, LINET JENNIFER.... 72

FIGURE 37A : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES INDICES DE SYMETRIE SUR LE TEMPS D'APPUI DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU TROT, LINET JENNIFER. 73

FIGURE 37B : GRAPHIQUE EN STRIPCHART DES INDICES DE SYMETRIE DE LA PRESSION EXERCEE PAR LES MEMBRES EN CONTACT AVEC LE SOL DES GROUPES SAINS ET PATHOLOGIQUES AU PAS, LINET JENNIFER.... 74

Table des tableaux

TABLEAU I : TABLEAU REGROUPANT LES DONNEES EPIDEMIOLOGIQUES DES CHIENS SAINS AYANT PARTICIPE A L'ETUDE, LINET JENNIFER 55

TABLEAU II : VALEURS MOYENNES ET ERREUR STANDARD CONCERNANT LA SYMETRIE DE LA LOCOMOTION CHEZ LE CHIEN SAIN AU PAS, LINET JENNIFER. 60

TABLEAU III : VALEURS MOYENNES ET ERREUR STANDARD CONCERNANT LA SYMETRIE DE LA LOCOMOTION CHEZ LE CHIEN SAIN AU TROT, LINET JENNIFER. 60

TABLEAU VI : TABLEAU REGROUPANT LES DONNEES EPIDEMIOLOGIQUES DES CHIENS PATHOLOGIQUES AYANT PARTICIPE A L'ETUDE, LINET JENNIFER. 61

TABLEAU V : VALEURS MOYENNES ET ERREUR STANDARD CONCERNANT LA SYMETRIE DE LA LOCOMOTION CHEZ LE CHIEN PATHOLOGIQUE AU PAS, LINET JENNIFER. 63

TABLEAU VI : VALEURS MOYENNES ET ERREUR STANDARD CONCERNANT LA SYMETRIE DE LA LOCOMOTION CHEZ LE CHIEN PATHOLOGIQUE AU TROT, LINET JENNIFER 64

Liste des abréviations

RMS : Root Mean Square

EMG : électromyographie

LCCr : ligament croisé crânial

D : membre droit

G : membre gauche

T : membre thoracique

P : membre pelvien

Introduction

Les problèmes locomoteurs représentent plus de 15% des motifs de consultation chez un vétérinaire généraliste avec comme principal signe d'alerte pour les propriétaires : la boiterie. Elle proviendra dans 70% des cas de l'appareil appendiculaire et dans 47% des cas d'une articulation. Si elle provient du grasset, la principale affection suspectée sera une rupture du ligament croisé crânial puisque c'est la seconde cause de boiterie du membre pelvien après la dysplasie de la hanche. La rupture du ligament croisé crânial est un terme large qui inclut à la fois la rupture complète et la déchirure partielle du ligament, quel que soit l'origine. Cette rupture va se traduire par une perte de stabilité et de fonction du grasset ayant comme conséquence une modification complète de la locomotion du chien.

L'analyse de la locomotion a toujours passionné les scientifiques qui ont multiplié les outils d'analyse afin d'accroître leurs connaissances sur ce sujet. L'avènement de l'informatique a permis de réaliser de nombreux progrès dans ce domaine avec notamment des avancées dans le traitement des données. Ainsi, des outils de plus en plus complexes et performants ont vu le jour comme l'accélérométrie, l'électromyographie de surface et le tapis de pression. Ces outils ont d'abord été utilisés dans l'analyse de la locomotion chez le cheval et sont progressivement utilisés chez le chien.

L'accélérométrie a d'abord été utilisée pour mesurer le niveau d'activité mais ce n'est que très récemment qu'elle est utilisée dans l'analyse de la marche, en effet, à peine une dizaine d'étude ont inclus cette méthode dans une analyse cinématique. La plupart concerne des chiens sains, une seule étude a utilisé cette technique sur des chiens présentant une rupture du ligament croisé. Le constat est similaire concernant l'électromyographie de surface, peu d'études ont été publiées dont une seule étudiant cette affection locomotrice. En revanche, le tapis de pression est un outil plus commun au sein de la recherche vétérinaire canine, de nombreuses analyses cinétiques ont eu lieu concernant le chien sain, le chien présentant une boiterie et pour mesurer l'efficacité d'un traitement.

Bien que l'ensemble des connaissances sur la locomotion du chien sain et présentant une rupture du ligament croisé crânial augmente grâce à l'utilisation des outils d'analyse récents, ce domaine de recherche fait face à des manques de données et de normalisation dans la méthodologie. Il est donc important de continuer à multiplier le nombre d'études pour étoffer la bibliographie et tendre vers une normalisation de l'utilisation de ces outils chez le chien sain et pathologique. De plus, ils vont nous permettre de mieux comprendre les conséquences de la rupture du ligament croisé crânial sur la locomotion.

Ainsi, ce travail de thèse a pour objectif de comprendre l'influence d'une rupture du ligament croisé crânial sur la locomotion du chien par le biais de trois outils : l'accélérométrie, l'électromyographie de surface des muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral et le tapis de pression. A l'aide de son groupe contrôle, cette étude permet également un apport de données concernant l'utilisation de ces trois outils chez le chien sain.

Dans une première partie bibliographique, nous aborderons la locomotion du chien, l'appareil ostéo-musculaire du grasset et sa biomécanique ainsi que la rupture du ligament croisé et les méthodes d'analyse de la marche. Dans une seconde partie, nous expliquerons le travail expérimental effectué ainsi que ses résultats. Nous finirons par discuter ses résultats afin de répondre à notre objectif.

PARTIE

BIBLIOGRAPHIQUE

I. La locomotion du chien

La locomotion est l'action de se mouvoir, de se déplacer d'un lieu vers un autre [1]. Ce déplacement peut se faire à différentes vitesses. Le corps adapte sa façon de se mouvoir à la vitesse de son déplacement, c'est ce qu'on appelle les allures.

A. Les allures

L'allure est conditionnée par la vitesse de déplacement ; ainsi lorsque ce dernier se fait à une vitesse lente (inférieur à 7 km/h), l'allure est le pas, à une vitesse intermédiaire (7-20 km/h), le chien se déplace au trot et à vitesse élevée (au-delà de 20 km/h), le chien se déplace au galop.

Une allure peut être symétrique, c'est-à-dire que le côté gauche et droit fonctionnent de la même manière, ou asymétrique. Une allure peut également être régulière, c'est-à-dire que les séquences d'appui sont identiques à chaque foulée, ou irrégulière.

1. Le pas [2][3][4][5][6]

Le pas est l'allure la plus lente, elle est également la plus économe en énergie. C'est une allure régulière et symétrique, le poids est bien réparti sur les pattes en contact avec le sol (deux ou trois pattes).

Il se déroule de la façon suivante (figure 1) : le membre pelvien gauche et le membre thoracique droit sont en appui sur le sol. Ensuite, une fois que le membre thoracique gauche se soit posé sur le sol, le membre thoracique droit quitte le sol. Puis, le membre pelvien gauche se soulève en même temps que membre pelvien droit entre en contact avec le sol. Puis, la même séquence mais inversée se déroule : le membre thoracique gauche quitte le sol après que le membre thoracique droit se soit posé, ensuite, le membre pelvien gauche se pose au sol alors que le membre pelvien droit se soulève. Physiologiquement, les membres pelviens se posent au même endroit que les membres thoraciques.

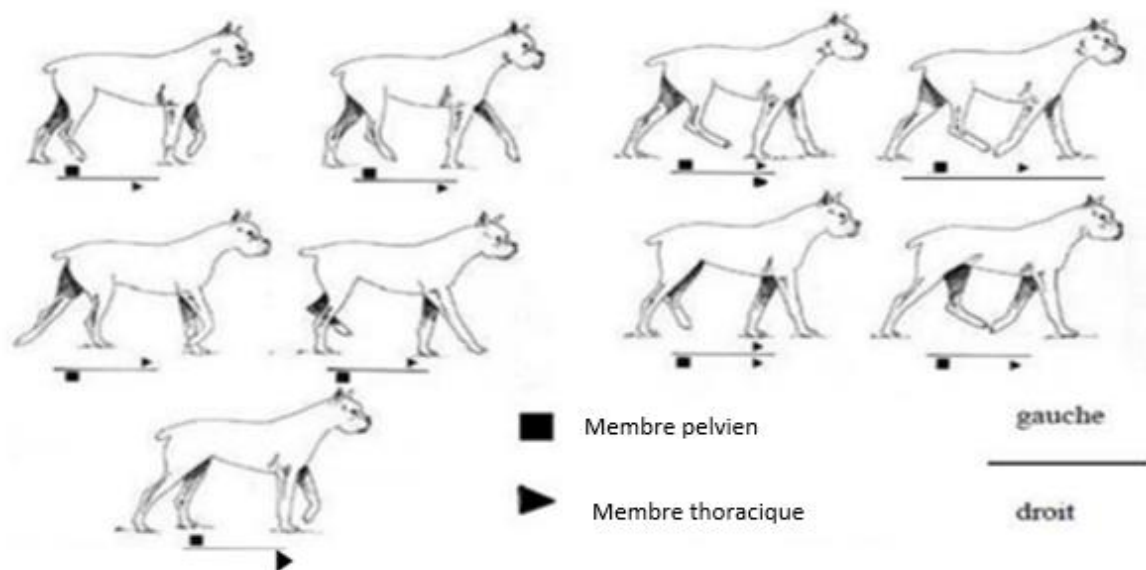


Figure 1 : Séquence des appuis au sol des membres thoraciques et pelviens au pas d'après D.

Nunamaker [6].

Au cours du pas, le corps ondule latéralement avec une bascule du bassin à chaque engagement des membres pelviens et de la tête qui suit le mouvement des épaules.

Puisque c'est une allure lente où le poids est reparti sur deux à trois pattes avec l'aide du membre controlatéral, le pas permet de mettre en évidence des boiteries moyennes à sévères.

2. Le trot [2][3][4][5][6][7][8]

Le trot est une allure de vitesse moyenne. Il existe différents trots : normal, raccourci ou allongé selon la vitesse imposée à l'animal. Le trot est, tout comme le pas, une allure régulière et symétrique.

Il se déroule de la façon suivante (figure 2) : la diagonale droite (membre thoracique droit et membre pelvien gauche) entre en contact avec le sol alors que la diagonale gauche (membre thoracique gauche et membre pelvien droit) se soulève. Puis l'inverse se produit, la diagonale gauche se pose au sol alors que la diagonale droite n'est plus en contact avec le sol. Pour certains chiens, il y a parfois une phase où aucune patte ne touche le sol, au moment de changer de diagonale, ce qui en fait une allure sautée.

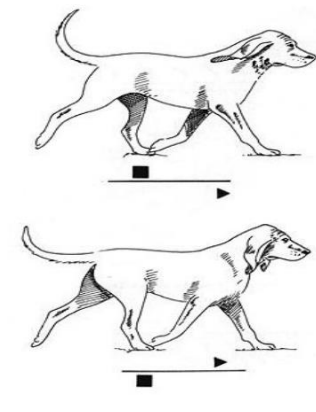


Figure 2 : Séquence des appuis au sol des membres thoraciques et pelviens au trot, le carré représente le membre pelvien en contact avec le sol, le triangle, le membre thoracique en contact avec le sol, d'après D. Nunamaker [6].

L'axe du corps est oblique par rapport à l'axe du déplacement du fait de cette alternance de diagonale. Les mouvements verticaux de la tête et du cou sont plus amples qu'au pas. Au cours du trot, les membres thoraciques et pelviens ne reçoivent jamais l'aide du membre controlatéral pour supporter le poids, ce qui en fait la démarche préférentielle pour détecter les boiteries.

3. Le galop [4][6][7][8][9][10]

Le galop est une allure régulière et asymétrique. Il existe deux galops : le galop circulaire, plus communément utilisé par le chien, et le galop transverse que l'on trouve particulièrement chez le cheval.

La foulée se découpe comme suit pour le galop circulaire (figure 3) : un temps de suspension où aucun des quatre membres ne touche le sol puis le membre pelvien gauche touche le sol, rejoint par le membre pelvien droit. Dans un troisième temps, le membre pelvien gauche se soulève alors que le membre thoracique gauche touche le sol. Enfin, le membre pelvien droit entre en suspension juste avant que le membre thoracique droit se pose au sol.

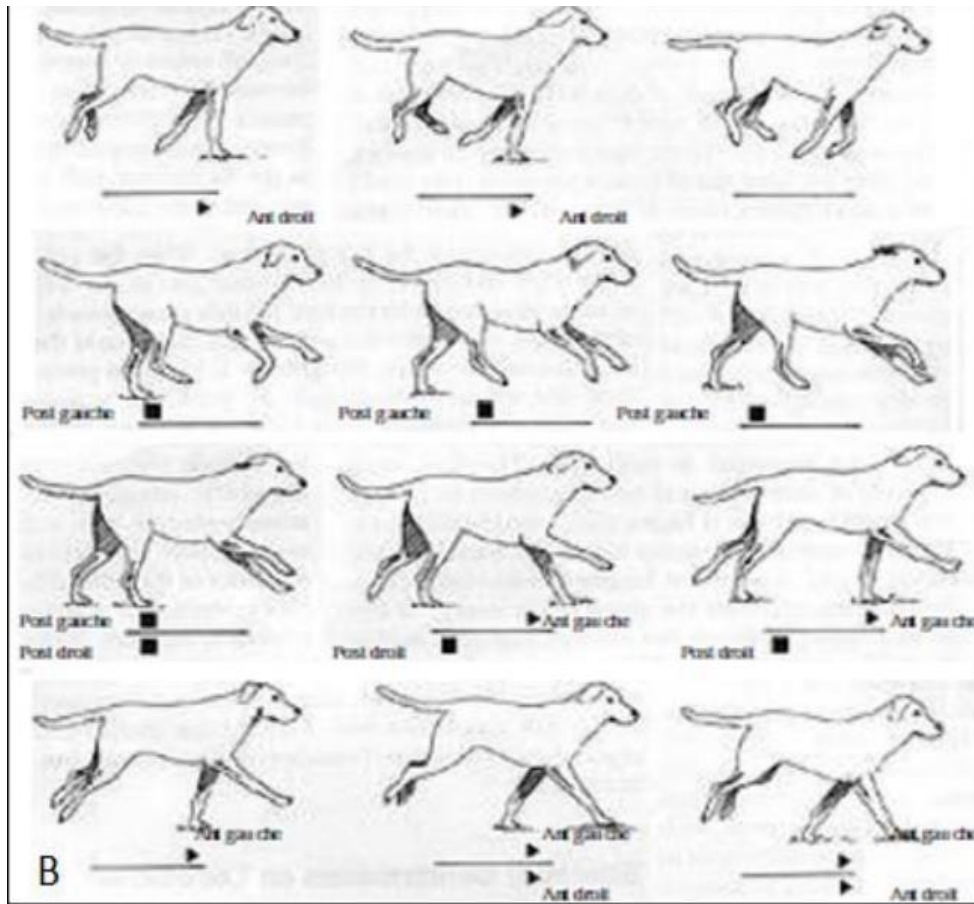


Figure 3 : Séquence des appuis au sol des membres thoraciques et pelviens au galop, le carré représente le membre pelvien en contact avec le sol, le triangle, le membre thoracique en contact avec le sol d'après D. Nunamaker [6].

Le corps réalise, en plus du mouvement de balancier vertical cervico-céphalique, un balancier avec son corps en entier. En effet, à la fin du moment de suspension, le chien fléchit toute sa colonne vertébrale pour amener ses membres pelviens sous son corps. Puis, après avoir posé ses deux membres pelviens au sol, il va étendre sa colonne vertébrale pour amener les membres thoraciques vers l'avant.

Par sa vitesse élevée, le galop est peu employé par les animaux présentant des problèmes de l'appareil locomoteur. Il est également difficilement réalisable au sein d'un cabinet et donc peu utilisé pour la détection de boiterie.

B. La foulée [6][11]

L'allure est définie par un enchaînement qui se répète que l'on appelle la foulée. Au cours de cette dernière, la patte est soit en contact avec le sol soit soulevée. Ainsi, à l'échelle d'un seul membre, la foulée est caractérisée par deux phases quel que soit l'allure : la phase d'appui et la phase de soutien. Au cours d'une foulée, les membres thoraciques et pelviens répondent à la même mécanique bien que les membres thoraciques restent au contact du sol 1,5 fois plus longtemps. Ceci est principalement dû au fait que les membres thoraciques portent la majorité du poids de l'animal et qu'ils sont spécialisés dans l'amortissement alors que les membres pelviens sont à l'origine de la propulsion. Ce travail de thèse s'intéressant à l'influence de la rupture du ligament croisé crânial sur la locomotion, notre étude se focalisera sur le membre pelvien.

1. La phase de soutien [3][12][13][14]

La phase de soutien correspond au moment où le membre ne touche pas le sol. Elle se subdivise en trois temps (figure 4) : le ramener, la suspension et l'embrassée du terrain.

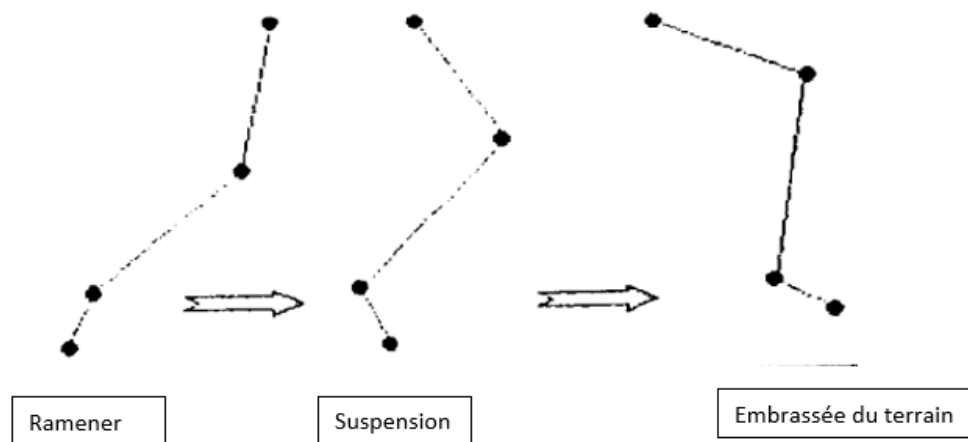


Figure 4 : Schéma des différents temps de la phase de soutien d'après S.Gibert [14].

Comme illustré sur les figures 5 et 6, les articulations du membre pelvien subissent au cours de ces trois temps soit une flexion soit une extension.

Au cours du ramener, toutes les articulations du membre pelvien effectuent un mouvement de flexion. Celle de la hanche permet d'orienter l'axe du membre vers l'avant ce qui initie l'engagement des membres pelviens. Elle est permise notamment par les muscles tenseur du fascia lata, droit de la cuisse et ilio-psoas.

Lors de la suspension, la hanche poursuit sa flexion tandis que le grasset, le tarse et l'articulation métacarpo-phalangienne sont fléchis à leur maximum. La flexion du grasset est permise par les muscles fémoraux caudaux qui regroupent les muscles biceps fémoral, abducteur caudal de la jambe, semi-tendineux et semi-membraneux ; celle du tarse est permise par le muscle tibial crânial principalement et celle de l'articulation métacarpo-phalangienne par les muscles fléchisseurs des doigts.

Enfin, lors de l'embrassée du terrain, la hanche continue de se fléchir pour atteindre son maximum de flexion juste avant l'appui au sol. Il y a, conjointement, une extension active du grasset par les muscles fémoraux crâniaux (muscles tenseur du fascia lata et quadriceps), du tarse par le muscle gastrocnémien et des doigts par les muscles long extenseur des orteils, extenseur propre du doigt et extenseur latéral des orteils.

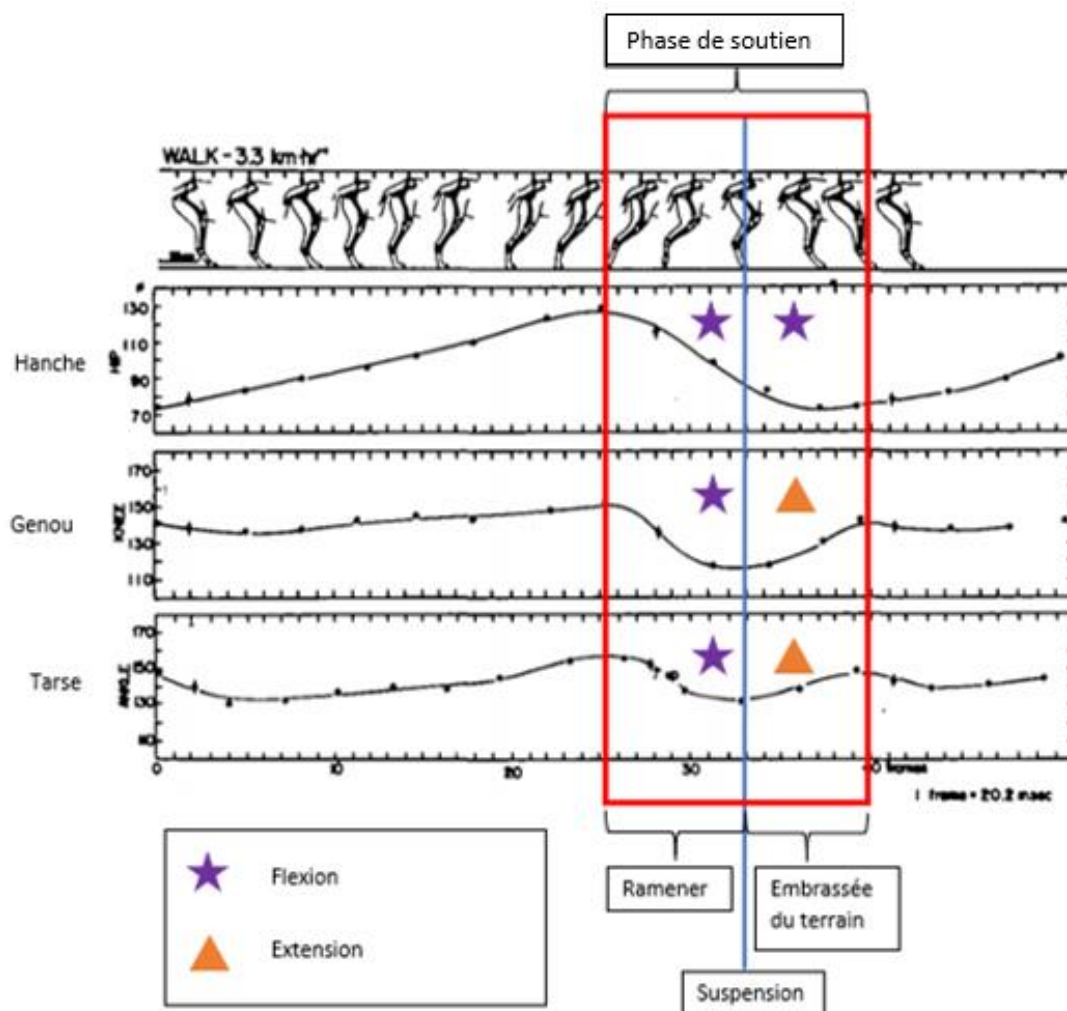


Figure 5 : Représentation des amplitudes articulaires de la hanche, du grasset et du tarse lors de la phase de soutien au pas d'après A. Goberot [12].

Au trot (figure 6), les articulations présentent les mêmes mouvements mais des variations d'angles plus élevées qu'au pas. Tout particulièrement, l'embrassée du terrain est plus importante pour aller chercher un appui en avant du centre de gravité et optimiser la propulsion.

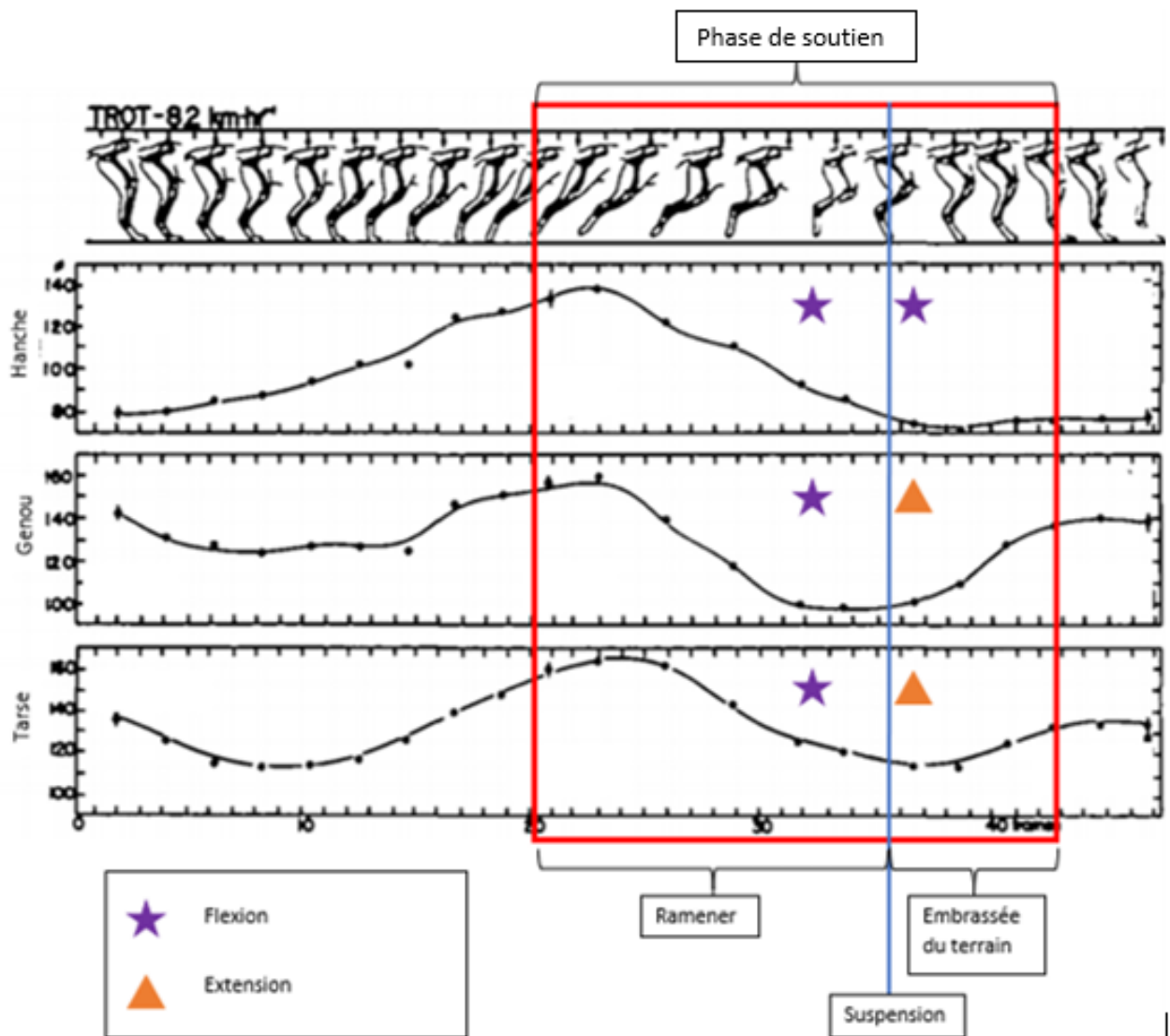


Figure 6 : Représentation des amplitudes articulaires de la hanche, du grasset et du tarse lors de la phase de soutien au trot d'après A. Goberot [12].

2. La phase d'appui [2][3][12][13][14]

La phase d'appui correspond au moment où le membre est en contact avec le sol. Elle se subdivise en un temps d'amortissement, de soutènement puis de propulsion (figure 7).

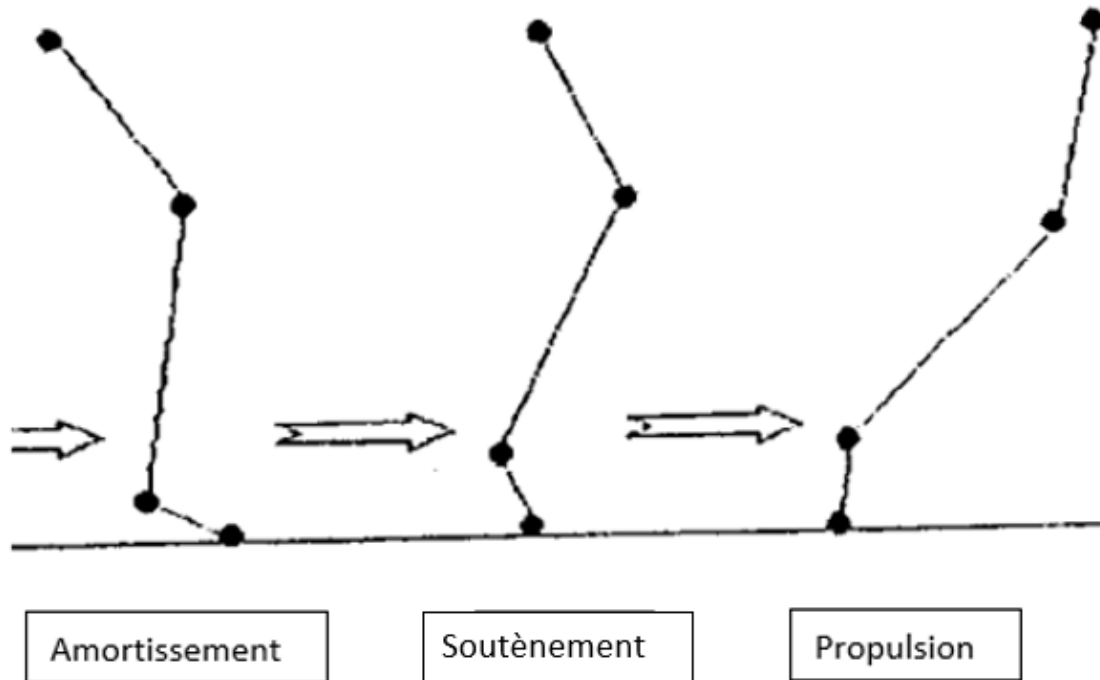


Figure 7 : Schéma des différents temps de la phase d'appui d'après S.Gibert [14].

Comme illustré sur les figures 8 et 9, les articulations du membres pelviens subissent au cours de ces trois temps soit une flexion soit une extension.

L'amortissement commence dès que le pied touche le sol, la hanche réalise alors une extension sous l'action des muscles fessiers et fémoraux caudaux. Pendant ce temps, sous l'action du poids, le grasset et le tarse réalisent une flexion passive contrôlée par la contraction excentrique des muscles extenseurs (muscle quadriceps pour le grasset et muscle gastrocnémien pour le tarse). A noter également que la flexion du grasset est beaucoup plus importante au trot qu'au pas.

Ensuite, lors du soutènement, une fois le bassin à l'aplomb du point d'appui du sol, il y a le début de la propulsion par contraction des muscles extenseurs fémoraux crâniens. La hanche continue son extension.

Enfin, au cours de la propulsion, toutes les articulations sont en phase d'extension (sauf l'articulation métacarpo-phalangienne), lors de ce mouvement, il y a peu de muscles actifs car l'avancée du bassin est le résultat de l'inertie du mouvement du corps.

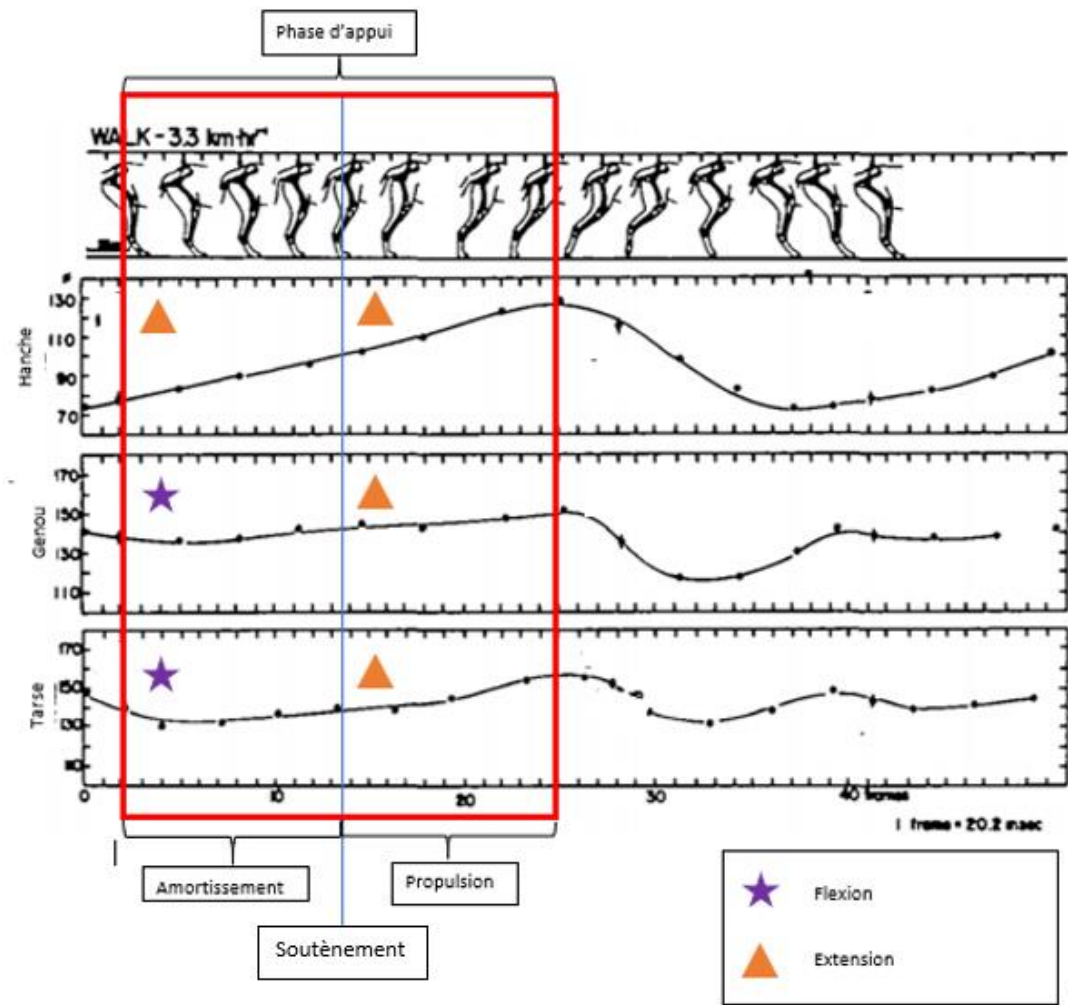


Figure 8 : Représentation des amplitudes articulaires de la hanche, du grasset et du tarse lors de la phase d'appui au pas d'après A. Goberot [12].

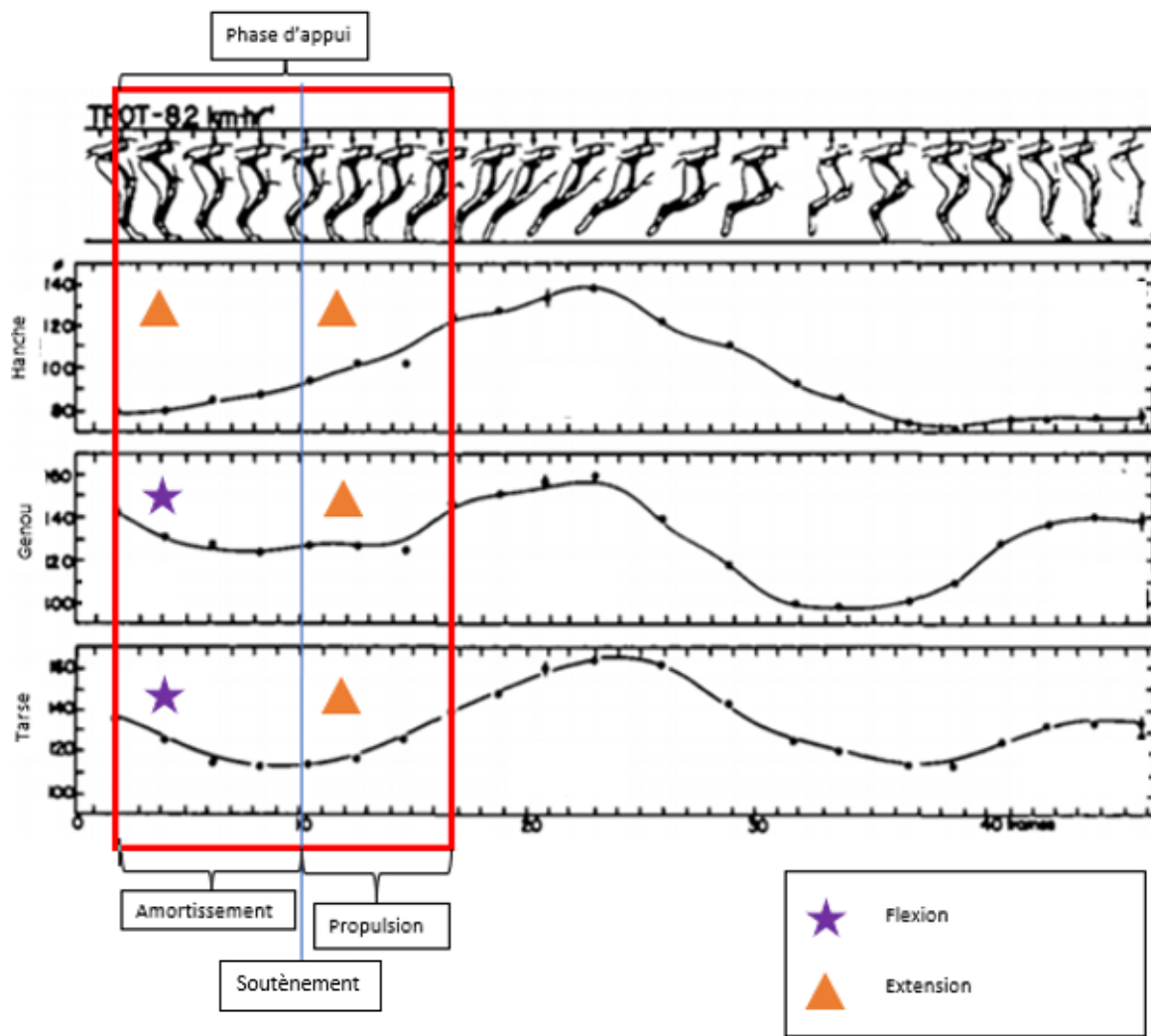


Figure 9 : Représentation des amplitudes articulaires de la hanche, du grasset et du tarse lors de la phase d'appui au trot d'après A. Goberot [12].

Au pas, la phase d'appui est plus longue que la phase de soutien. Mais quand la vitesse augmente, la durée de la phase d'appui diminue alors que celle de la phase de soutien augmente.

II. Anatomie du grasset

La démarche repose sur le fonctionnement conjoint de l'appareil ostéoarticulaire et des muscles. Du fait de son incrimination fréquente dans les boiteries (rupture du ligament croisé crânial, luxation de la patella, tendinite...), notre attention sera centrée sur le complexe articulaire du grasset.

A. L'appareil ostéoarticulaire [15][16][17][18][19][20][21][22][23][24]

Le grasset est le lieu où s'articule trois os (figure 10) : le fémur, la patella et le tibia.

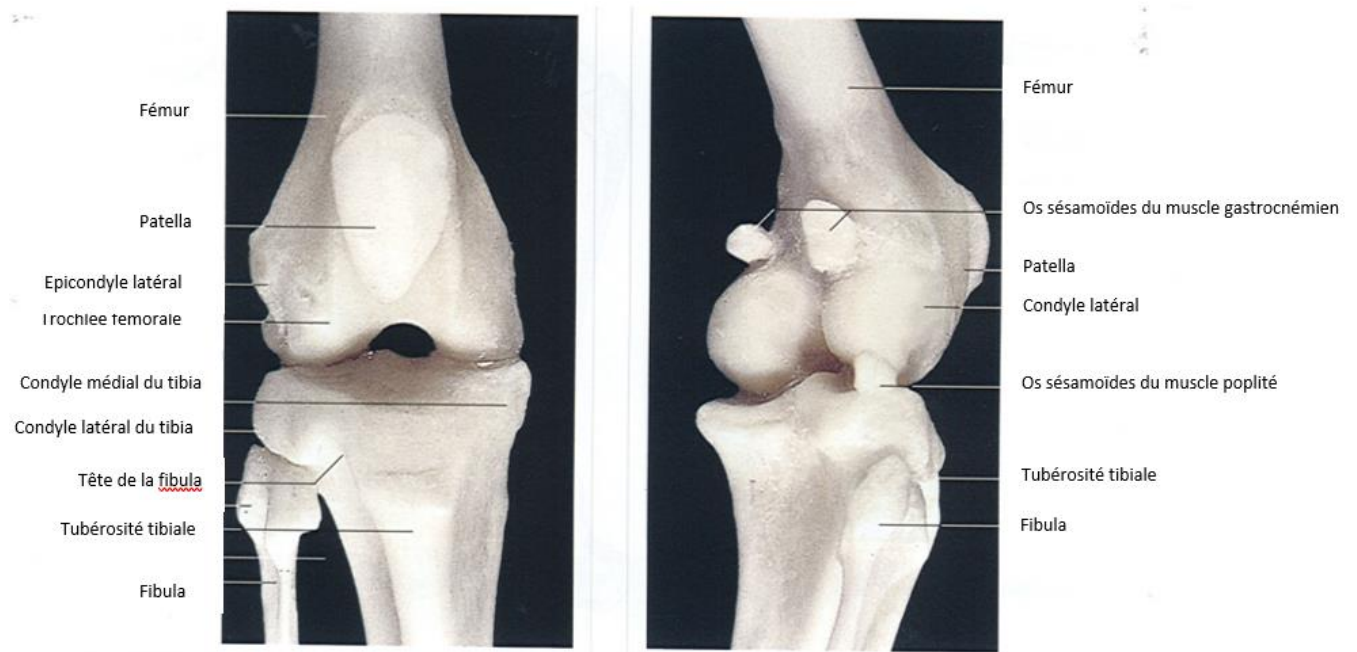


Figure 10 : Photographie de l'ostéologie du grasset d'après Horst Eroch König [20].

Ces trois os forment deux articulations permettant les mouvements du grasset : les articulations fémoro-tibiale et fémoro-patellaire.

L'articulation fémoro-patellaire (figure 11) est une articulation synoviale trochléaire mettant en relation la trochlée fémorale et la face caudale de la patella. Ses moyens d'union sont une capsule articulaire, les ligaments fémoro-patellaires médial et latéral et le ligament patellaire. Le ligament fémoro-patellaire médial s'insère à la partie médiale de la patella et se termine sur l'épicondyle médial du fémur, quant au ligament fémoro-patellaire latéral, il relie la partie latérale de la patella à la face latérale de l'os séamoïde supracondyloire latéral. Enfin, le ligament patellaire prend son origine à l'extrémité distale de la patella et se termine sur la tubérosité tibiale, il permet notamment la continuité des forces s'appliquant sur le tendon commun du muscle quadriceps.

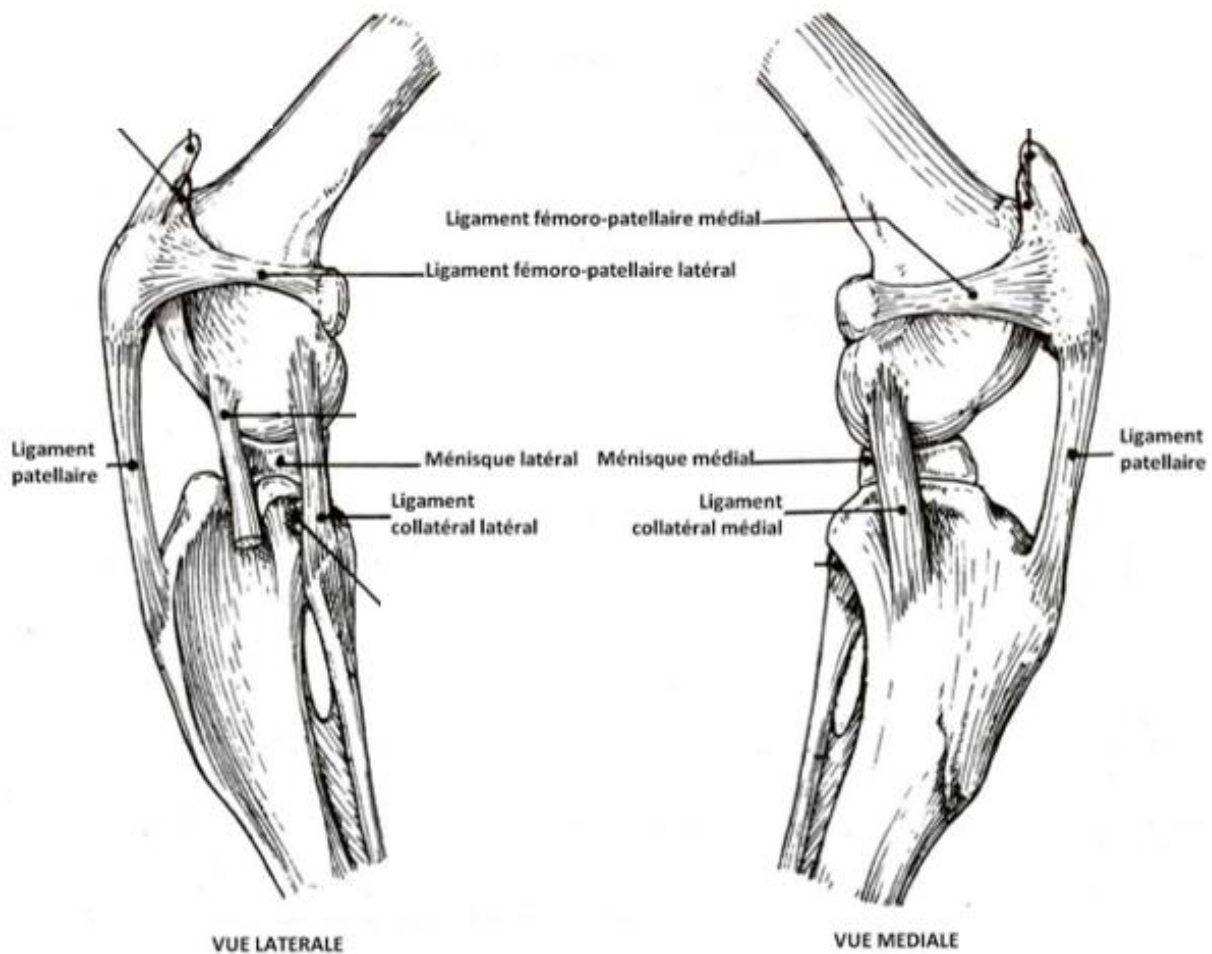


Figure 11 : Illustration de l'anatomie des ligaments composant l'articulation fémoro-patellaire d'après R.Barone [15].

L'articulation fémoro-tibiale (figure 12) est une articulation synoviale bicondylaire mettant en relation la partie distale du fémur via les condyles fémoraux et la partie proximale du tibia via les condyles tibiaux. Ces derniers sont inclinés caudalement formant la pente tibiale. Ces deux surfaces articulaires étant convexes, la congruence entre le tibia et le fémur est faible. Elle est renforcée par des pièces fibro-cartilagineuses ayant également une action d'amortissement, les ménisques (figure 11). Le ménisque médial s'attache dans l'aire intercondyloire crâniale et caudale du tibia. Le ménisque latéral s'attache à l'aire intercondyloire centrale, sur le bord postérieur du condyle latéral du tibia et à la fosse intercondyloire du fémur.

L'union de cette articulation fémoro-tibiale est assurée par une capsule articulaire (la même que pour l'articulation fémoro-patellaire) renforcée bilatéralement par les ligaments collatéraux médial et latéral et les ligaments croisés crânial et caudal.

Le ligament collatéral latéral s'étend de l'épicondyle latéral du fémur jusqu'à la tête fibulaire et le ligament collatéral médial de l'épicondyle fémoral médial jusqu'à la face médiale du tibia. Ces ligaments collatéraux limitent les mouvements latéraux (d'abduction pour le médial et d'adduction pour le latéral). Ils ont également un rôle important dans la stabilité du grasset en rotation externe.

Les ligaments croisés sont deux puissants ligaments qui occupent l'espace entre les condyles fémoraux. Ils possèdent ainsi une position intra-articulaire mais extrasynoviale. Le ligament croisé crânial est oblique avec une direction distale, crâniale et médiale. Son origine est la base du revers médial du condyle latéral fémoral et son insertion distale est l'aire intercondyloïde crâniale du tibia. Il est composé de deux bandes : l'une crânio-médiale tendue en permanence, l'autre caudo-latérale relâchée lors de la flexion et tendue lors de l'extension. Ainsi, quelle que soit la position du grasset, le ligament croisé crânial présente toujours un contingent de fibres sollicitées en tension.

Le ligament croisé caudal, quant à lui, est oblique avec une direction distale et caudale. Il prend origine sur la partie moyenne de l'échancrure intercondyloïde fémorale et se termine sur l'échancrure poplitée du tibia.

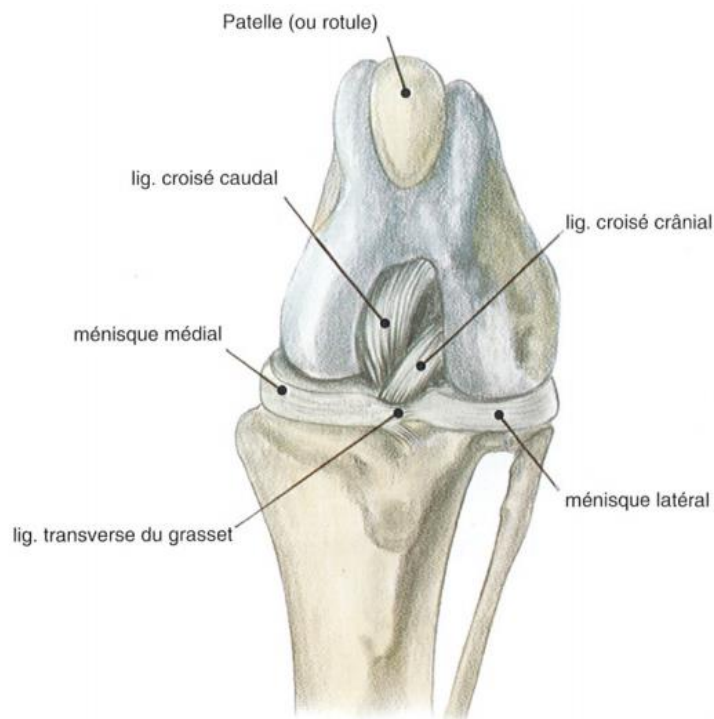


Figure 12 : Illustration de l'anatomie des ligaments croisés et des ménisques du grasset d'après G. Constantinescu [21].

Les ligaments croisés assurent notamment la stabilité du grasset dans le plan sagittal. En effet, le ligament croisé crânial s'oppose au glissement crânio-caudale du tibia par rapport au fémur. Le ligament croisé caudal, quant à lui s'oppose au mouvement inverse, c'est-à-dire au glissement caudal (caudo-crânial) du tibia par rapport au fémur.

Par leurs attaches et leur orientation, les ligaments croisés interviennent également dans la stabilité rotatoire du grasset. Notamment, lors de la rotation interne du tibia, les deux ligaments s'enroulent l'un autour de l'autre constituant ainsi le principal frein à la rotation interne du tibia par rapport au fémur et ceux, quelle que soit la position du grasset. La rotation interne intervient notamment lors de la flexion du grasset due à l'asymétrie des surfaces articulaires. A l'inverse, lors de la rotation externe du tibia, les deux ligaments croisés se décroisent et n'ont ainsi aucun rôle dans la limitation de ce mouvement, ce sont les ligaments collatéraux qui interviennent.

Enfin, seul le ligament croisé crânial intervient dans la stabilité latérale. Ainsi, en association avec le ligament collatéral médial, il assure la stabilité en mouvement de valgus qui associe une adduction et rotation interne du fémur, une translation antérieure, une rotation externe du tibia et une éversion du tarse.

B. Les muscles du grasset

La mise en mouvement de ces articulations est permise par les muscles du membre pelvien. Au niveau du grasset, ils se divisent en quatre groupes : les muscles fémoraux crâniaux (muscles tenseur du fascia lata et quadriceps fémoral), les muscles fémoraux caudaux (muscles biceps fémoral, abducteur caudal de la jambe, semi-tendineux et semi-membraneux) et les muscles fémoraux médiaux (muscles sartorius et gracile). A cela s'ajoute les muscles jambiers qui englobent le grasset et le tarse comme le muscle gastrocnémien. Dans cette étude, notre attention se porte sur trois de ces muscles qui semblent dominer dans la stabilité du grasset et qui sont facilement accessibles par leur taille et leur position : les muscles quadriceps, biceps fémoral et gastrocnémien.

1. Le muscle quadriceps

a. Anatomie [15][25]

Le muscle quadriceps fait partie des muscles fémoraux crâniens. Il est composé de 4 chefs qui se terminent par un tendon commun sur la patella (figure 13) :

- Le muscle droit de la cuisse s'insère sur un tubercule du corps de l'ilium et se termine à la base et à la face crâniale de la patella par un tendon, ses insertions font de lui le seul chef bi-articulaire englobant la hanche et le grasset.
- Le muscle vaste latéral a pour origine la partie proximale et le bord caudal de la face latérale du fémur (de la base du trochanter à la lèvre latérale de la ligne âpre) et se termine sur la partie distale du muscle droit de la cuisse, sur le tendon de ce muscle et sur le bord latéral et la face crâniale de la patella.
- Le muscle vaste médial commence sur la lèvre médiale de la ligne âpre du fémur et la face médiale du fémur et se termine sur le tendon commun du quadriceps.
- Le muscle vaste intermédiaire s'insère sur la moitié proximale de la face crâniale du fémur et se termine sur le tendon commun du quadriceps : c'est le chef le plus profond.

Le muscle quadriceps est irrigué par l'artère fémorale, l'artère circonflexe latérale de la cuisse et est innervé par le nerf fémoral.

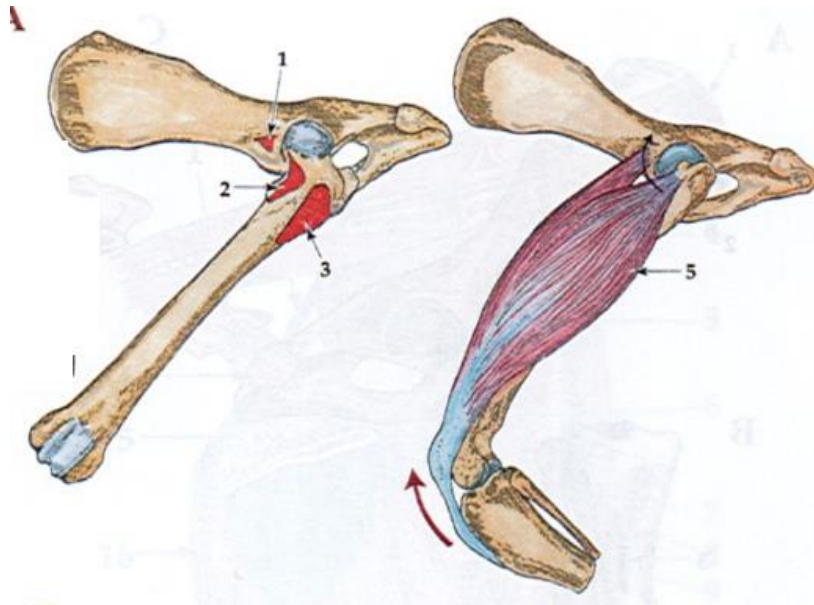


Figure 13 : Illustration de l'anatomie du muscle quadriceps, 1-origine (tubercule du corps de l'ilium) du muscle droit de la cuisse, 2-origine (lèvre médiale de la ligne âpre du fémur) du muscle vaste médial, 3-origine (face latérale du fémur) du muscle vaste latéral et vaste intermédiaire, 4-muscle quadriceps d'après MSA Kumar [25].

b. Fonctions [12][15][18][22]

Le muscle quadriceps est un puissant extenseur et stabilisateur du grasset. Il devient actif à la fin de la phase de suspension pour permettre l'extension du grasset observée lors de l'embranchement du terrain.

Il joue également un rôle de stabilisateur du grasset, au cours de l'amortissement, notamment par le biais des muscles vastes latéral et médial. Ces derniers sont étirés pour s'opposer à la flexion passive du grasset dû au poids de l'animal permettant ainsi le stockage de l'énergie élastique. Cette énergie sera libérée pour optimiser la phase de propulsion.

Enfin, via l'action du muscle droit de la cuisse, le muscle quadriceps est également un fléchisseur de la hanche.

2. Le muscle biceps fémoral

a. Anatomie [15][25]

Le muscle biceps fémoral appartient aux muscles fémoraux caudaux car il se trouve sur la face caudale du fémur, latéralement à la cuisse. Il prend son origine sur la face latérale de la tubérosité ischiatique et il se termine sur le bord latéral de la patella pour les faisceaux crâniens et sur le revers latéral de la crête tibiale pour les faisceaux les plus caudaux (figure 14). C'est un muscle biarticulaire, qui englobe donc deux articulations (hanche et grasset).

Il est presque entièrement charnu. Épais à sa partie proximale, le muscle biceps fémoral s'élargit au cours de son trajet puis s'amincit au niveau de sa partie distale où il se termine par une forte expansion aponeurotique qui se confond avec le fascia jambier.

Il est innervé par le nerf glutéale caudal et est irrigué par les artères glutéale caudale, circonflexes latérale et médiale de la cuisse et fémorale profonde.

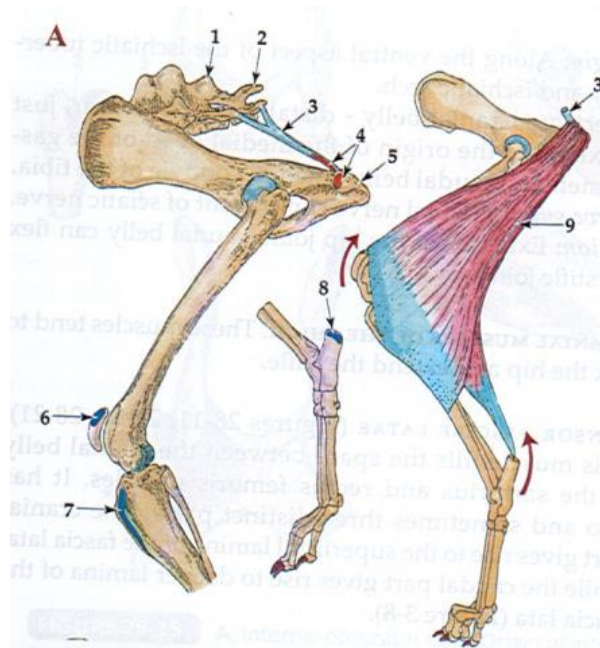


Figure 14 : Illustration des insertions du biceps fémoral 1-sacrum, 2-première vertèbre caudale, 3-ligament sacro tubéral, 4-origine du biceps fémoral, 5-tubérosité ischiatique, 6-insertion indirecte à la patella par le fascia lata, 7-insertion sur la crête tibiale, 8-insertion sur la tubérosité calcanéenne, 9-biceps fémoral d'après MSA Kumar [25].

b. Fonction [12][15][22]

Le muscle biceps fémoral est un fléchisseur du grasset et un extenseur de la hanche. Il est donc antagoniste du muscle quadriceps présenté précédemment. Il est également abducteur et rotateur externe de la jambe.

Il est principalement mis en jeu lors du ramener de la phase de soutien, au cours de laquelle il réalise une flexion, une abduction et une légère rotation externe de la jambe. De plus, à la fin de l'embrassée du terrain, le muscle biceps fémoral ralentit le mouvement vers l'avant en ralentissant la vitesse d'extension du grasset.

Lors de l'amortissement, les faisceaux crâniens, reliés à la patella, se raccourcissent permettant l'extension de la hanche. En même temps, la flexion passive du grasset entraîne un étirement des faisceaux caudaux permettant le stockage élastique offrant par la suite une propulsion vers l'avant par la restitution de cette énergie stockée. Il permet également de garder le bassin relevé et de lutter contre les forces de réaction du sol lors de la phase d'appui.

3. Le muscle gastrocnémien

a. Anatomie [15][25]

Le muscle gastrocnémien fait partie des muscles jambiers caudaux. Il est découpé en deux corps charnus quasi symétriques : un latéral et un médial. Ainsi, il possède deux insertions presque entièrement fibreuses : le chef médial s'attache sur la tubérosité supra-condyloire médiale fémorale et le chef latéral s'attache sur la tubérosité supra-condyloire latérale du fémur. Les deux chefs se réunissent en un fort tendon commun qui se termine sur la partie crâniale de la tubérosité calcanéenne où il participe à la constitution du tendon calcanéen commun (figure 15). Il englobe ainsi deux articulations : le grasset et le tarse.

Il est innervé par le nerf tibia crânial et irrigué par les artères fémorale caudale et poplitée.

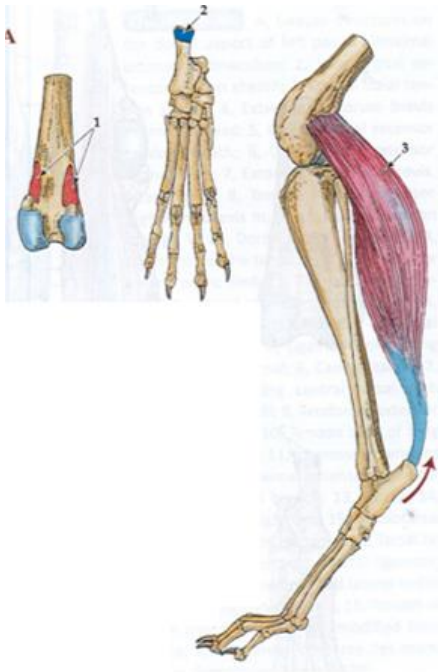


Figure 15 : Illustration de l'anatomie du muscle gastrocnémien
1-origine (tubérosités supra-condyloires latérale et médiale du
fémur) du muscle gastrocnémien, 2-insertion (tubérosité
calcaneenne) du muscle gastrocnémien, 3-muscle
gastrocnémien d'après MSA Kumar [25].

b. Fonctions [12][15][22]

Le muscle gastrocnémien a pour fonction principale l'extension du tarse. Il permet de tendre la corde du tarse et de tenir en appui sur les doigts. C'est l'un des principaux muscles posturaux du chiens en maintenant ouvert l'articulation du tarse. Le muscle gastrocnémien a un rôle d'initiation de la flexion et de stabilisation du grasset.

A la transition entre la phase de soutien et la phase d'appui, le muscle gastrocnémien permet de fléchir le grasset et d'étendre le tarse. Ces mouvements allongent le muscle permettant le stockage d'énergie élastique. Au début de la propulsion, l'activité musculaire s'arrête permettant la restitution de l'énergie stockée et la propulsion du membre.

C. Biomécanique de la stabilité articulaire du grasset sain [18][26][27][28][29]

Un grasset sain présente une biomécanique lui permettant de fonctionner le plus efficacement possible sans commettre de dommage sur les structures qui composent l'articulation. Cette biomécanique dépend de la conformation osseuse des surfaces articulaires, des muscles et ligaments qui forment l'articulation.

Pour commencer, intéressons-nous uniquement aux surfaces articulaires. Il est important de rappeler que puisque les condyles fémoraux sont rejetés en arrière et inclinés, cela forme, en regard, une pente tibiale d'environ 16° à 24° . On définit également le plan neutre comme le plan où les déformations sont nulles. Au niveau du grasset, il coupe le plan médian selon une ligne passant par le sommet de l'éminence intercondyloire et par l'aire intercondyloire centrale. Lorsque le membre est en appui sur le sol, une force est appliquée sur le tibia (figure 16). Cette force est appelée force globale compressive. Cette dernière est une force de flexion simple associée uniquement à une compression qui s'applique au niveau de l'aire intercondyloire centrale, dans le plan neutre et près du centre de gravité du plateau tibiale. Elle est perpendiculaire aux surfaces articulaires ce qui permet une transmission des sollicitations mécaniques adaptée aux capacités de l'os.

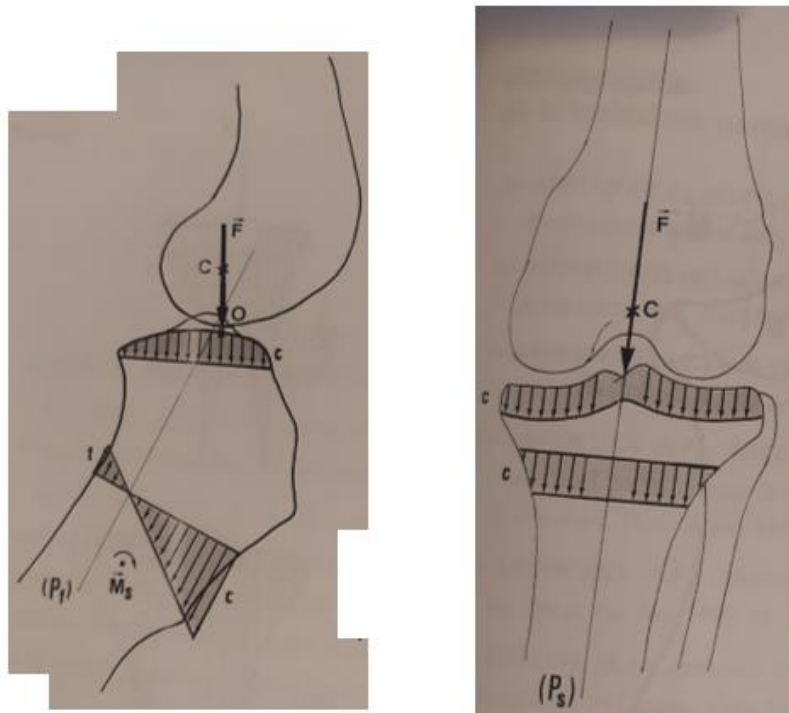


Figure 16 : Schéma représentant la force globale compressive (F) d'un grasset sain, O -centre de gravité du plateau tibial, Pf/s -plan neutre, C -centre de rotation, on observe que la se confond avec le centre de gravité et avec le centre de rotation et se trouve sur le plan neutre, à gauche sur une vue de profil et à droite sur une vue de face d'après S.SAWAYA [18].

De plus, la force de réaction du sol, transmise le long du tibia, engendre une force de poussée sur le plateau tibiale. En raison de l'inclinaison du plateau tibiale non perpendiculaire à la force de réaction et de la position crâniale de la zone de contact entre les surfaces articulaires fémorales et tibiale, cette force est dirigée crânialement c'est la poussée tibiale crâniale (figure 17).

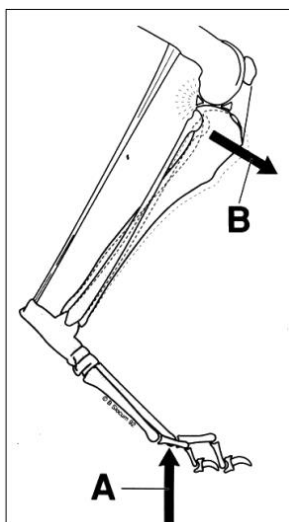


Figure 17 : Schéma de la poussée tibiale crâniale (B) lorsque le pied est en appui sur le sol. A -force de réaction du sol d'après B.SLOCUM [28].

Les ligaments croisés interviennent également dans la biomécanique du grasset en participant notamment au contrôle des mouvements du grasset, principalement en flexion et extension. Leur longueur est à l'origine de la distance séparant le tibia et le fémur. Ils forment un système constitué de quatre segments : le ligament croisé crânial, le ligament croisé caudal, un segment liant leur insertion fémorale et un autre leur insertion tibiale. Ainsi, en association avec les surfaces articulaires, ils limitent la flexion et l'extension. La première est limitée par le contact entre les muscles de la jambe et ceux de la cuisse et la seconde par le contact entre la fosse intercondyloire fémorale crâniale et le ligament croisé crânial (figure 18). C'est leur tension passive qui limite le mouvement, elle va également permettre au ligament croisé crânial de s'opposer au glissement crânio-caudal causé par la poussée tibiale et au ligament croisé caudal de s'opposer au mouvement inverse.

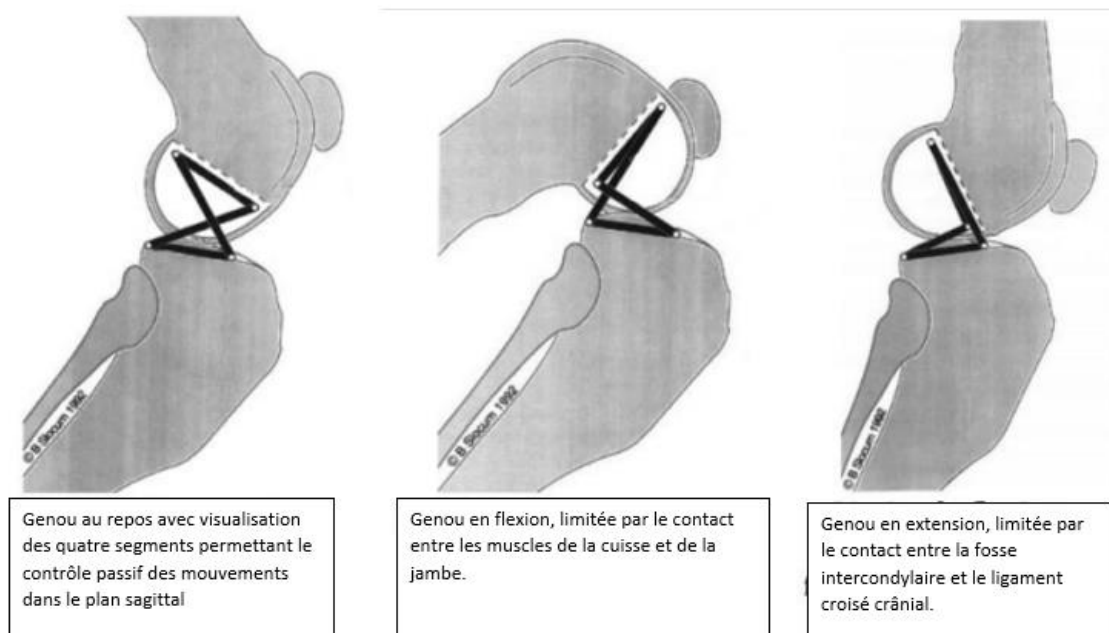


Figure 18 : Modélisation de l'action des ligaments croisés dans les mouvements de flexion et d'extension d'après B.SLOCUM [27].

Enfin, les muscles vont également jouer sur la biomécanique articulaire du grasset par une action active. En effet, les muscles crâniens de la cuisse (en particulier le muscle quadriceps fémoral) exercent, en se contractant, une traction de la patella ce qui aboutit à une traction crâniale et proximale du tibia par le ligament patellaire. De plus, le muscle gastrocnémien en se contractant, par son insertion sur le calcanéum, provoque une extension du tarse et donc une compression de la face caudale du tibial ainsi qu'une traction postérieure de l'extrémité distale du fémur. Par conséquent, ces actions musculaires accroissent l'intensité de la poussée tibiale crâniale, impliquant une mise en tension du ligament croisé crânial pour maintenir la stabilité du grasset. Dans la résistance à la

poussée tibiale crâniale, le ligament croisé crânial est aidé par le travail des muscles fémoraux caudaux (dont le muscle biceps fémoral). En effet, ces derniers s'insèrent sur la partie proximale du tibia et lorsqu'ils se contractent, ils exercent une action de traction postérieure sur le tibia s'opposant à la poussée tibiale crâniale. Il existe ainsi une relation synergique entre le ligament croisé crânial et les muscles quadriceps, biceps fémoraux et gastrocnémiens pour assurer la stabilité et la mobilité du grasset.

III. La rupture du ligament croisé crânial

Le grasset est une articulation où de nombreuses contraintes s'appliquent, des contraintes qui sont majorées par la pente tibiale qui entraînerait un glissement du fémur sans le concours des ligaments croisés. Ces sollicitations fortes et permanentes font des ligaments croisés, et tout particulièrement du ligament crânial, le point faible du grasset. Ainsi, la rupture du ligament croisé crânial est la cause de boiterie du membre pelvien la plus fréquente et c'est la troisième affection orthopédique du chien. C'est également une cause secondaire courante d'arthrose du grasset. [17]

A. Pathogénie [22][30]

Le ligament croisé crânial subit donc de nombreuses contraintes lors des mouvements du membre pelvien conduisant à son usure et sa rupture. La rupture du ligament croisé crânial a deux origines : une origine dégénérative et une origine traumatique.

L'origine dégénérative est prépondérante car elle représente environ 77% des cas. Elle regroupe deux étiologies différentes : la rupture secondaire à une fragilisation des structures articulaires et celle engendrée par une dégénérescence des structures articulaires. Dans le premier cas, il y a préexistence d'une autre lésion articulaire et un traumatisme mineur va venir rompre le ligament croisé crânial. Dans le second cas, la composition du ligament est anormale suite à un processus dégénératif causant sa rupture même lors d'un mouvement normal. Cette dernière se retrouve souvent chez les animaux jeunes ou vieux et lourds. A la différence de la médecine humaine, l'origine traumatique est quant à elle moins fréquemment rencontrée. Elle est généralement issue d'un mouvement violent anormal venant rompre le ligament qui est normal au sein d'une articulation ne présentant pas d'anomalie. En effet, lors d'une hypertension du grasset, la longueur du ligament croisé crânial augmente et sa tension excède alors sa résistance entraînant une rupture. Elle va concerner principalement les chiens vigoureux de tout âge.

B. Biomécanique de la stabilité articulaire du grasset dans le cadre d'une rupture du ligament croisé crânial [18][26]

La rupture du ligament croisé crânial induit une instabilité crânio-caudale qui est favorisée par la pente tibiale et par la compression tibiale lors de l'appui. Ainsi, la force de compression globale du grasset va s'éloigner et se retrouver en arrière du plan neutre. Cependant, la biomécanique ne sera pas la même selon si la rupture est aiguë ou chronique.

Lorsque la rupture est aiguë, sur une période de deux-trois semaines, le chien pose la patte mais sans appui franc. La mise en charge est donc faible, ainsi, le point de contact fémoro-tibial est à la fois décalé et instable, il va osciller autour d'une position moyenne créant des sollicitations intermittentes et anarchiques provoquant des microtraumatismes du cartilage aboutissant à de l'arthrose.

Lorsque la rupture devient chronique, l'appui est plus franc avec une mise en charge plus importante, la zone de contact et donc le grasset sont plus stables. Cependant, il présente une position anormale avec une flexion des surfaces articulaires à l'origine de contraintes en compression en arrière de la zone de contact habituelle (donc moins résistante aux sollicitations). De plus, lors de la flexion du grasset, la force de compression globale se décale vers l'extérieur par rapport au plan neutre avec une compression du condyle latéral et une traction du condyle médial expliquant la présence plus importante d'arthrose du côté médial. L'addition des différentes modifications de la force de compression globale dans les trois plans donnent une rotation globale en torsion.

En résumé (figure 19), la rupture du ligament croisé crânial crée une instabilité caudo-crâniale provoquant une subluxation tibiale antérieure (accroissement de la poussée tibiale), une instabilité rotatoire avec une rotation interne augmentée tant en flexion qu'en extension, à cela s'ajoute une instabilité en valgus. Les plus grandes instabilités ont lieu lors de l'amortissement et de la propulsion.

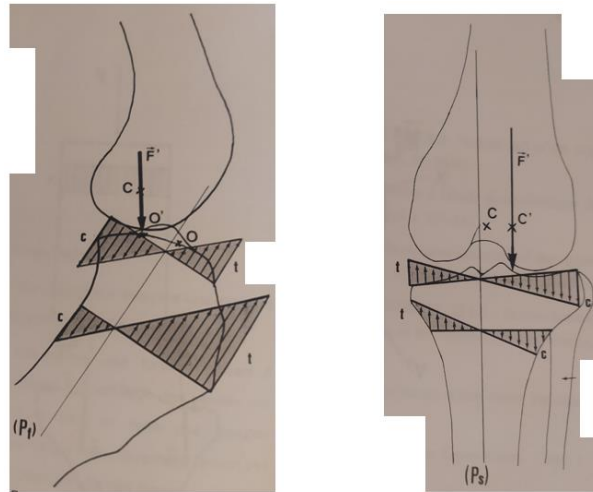


Figure 19 : Schéma représentant la force globale compressive (F) d'un grasset présentant une rupture du ligament croisé crânial. A cause du glissement du tibia vers l'avant, F est en arrière et sur le côté du plan neutre (P_f ou P_s) et décalé latéralement par rapport au centre de gravité de la pente tibiale O' , le centre de rotation C' est également modifié, à gauche sur une vue de profil et à droite sur une vue de face d'après S.SAWAYA [18].

C. Signes cliniques [14][22][30][31]

La perte de l'intégrité du ligament croisé crânial va entraîner de nombreux signes cliniques à la fois non spécifique (inflammatoire) et spécifique (perte de stabilité). Cette instabilité est à la base de modifications structurales et biomécaniques : translation crâniale du tibia, augmentation de l'amplitude des mouvements en rotation interne en flexion et en extension provoquant une douleur à la manipulation, amplitude d'adduction doublée, augmentation significative de l'amplitude du mouvement d'hyperextension du grasset.

Ces modifications seront observables par un examen statique et dynamique. Au moment de la rupture du ligament croisé crânial, une boiterie pelvienne est observée allant de la diminution de l'appui à la suppression d'appui complète avec une augmentation du temps de port en flexion du membre atteint et un appui moins important lors de la phase d'appui. L'apparition de la boiterie peut être aiguë si le phénomène est récent comme un traumatisme ou bien progressive pour la forme dégénérative. Ensuite, l'organisme va compenser la rupture et l'animal va progressivement réutiliser son membre mais avec une modification de la démarche. Au cours de la locomotion, le grasset présente une subluxation crâniale tout au long de la phase d'appui. La position assise est modifiée avec un tarse écarté du bassin et un membre moins fléchi, l'animal ne s'assoit alors que sur un seul côté.

Au cours de l'examen rapproché, une amyotrophie du muscle quadriceps fémoral ainsi qu'une prédominance relative des muscles gastrocnémiens sont mise en évidence. Une synovite et un empâtement du grasset (capsule articulaire épaissie) ainsi qu'un déplacement crânial de la crête tibiale peuvent également être observés.

Enfin, l'examen orthopédique de grasset se termine par deux tests pathognomoniques d'une instabilité articulaire du grasset : les signes du tiroir direct et indirect.

Le signe du tiroir crânial est une manipulation permettant de conclure à la présence ou non d'une rupture du ligament croisé crânial. Il est le résultat de l'exagération du glissement crânial (subluxation tibiale antérieure) du tibia. Il est mis en évidence par deux tests articulaires spécifiques de mobilisation passive du grasset (figure 20) : le test du mouvement du tiroir crânial et le test de compression tibiale. Pour le premier, le fémur est maintenu par une main avec le pouce et le majeur sur les condyles et l'index sur la patella. L'autre main manipule le tibia en effectuant un mouvement crânio-caudal avec le pouce sur la tête fibulaire et l'index sur la crête tibiale. Le test est positif si le tibia peut être déplacé crânialement au fémur ce qui n'est pas possible si le ligament croisé crânial est intègre. Pour le second, le test de compression tibiale, le fémur est maintenu d'une main avec l'index posé sur la crête tibiale, le grasset est maintenu en extension. L'autre main fléchit le tarse. Le test est positif si la crête tibiale avance crânialement. La sensibilité du test du mouvement du tiroir crânial est de 60 à 86% contre 64% pour le test de compression tibiale et la spécificité est respectivement de 77-98% et 82-100%. Les limites de ces tests sont qu'il n'y a pas de critères objectifs de leur positivité, l'appréciation de l'avancement du tibia est donc subjectif et donc manipulateur-dépendant.

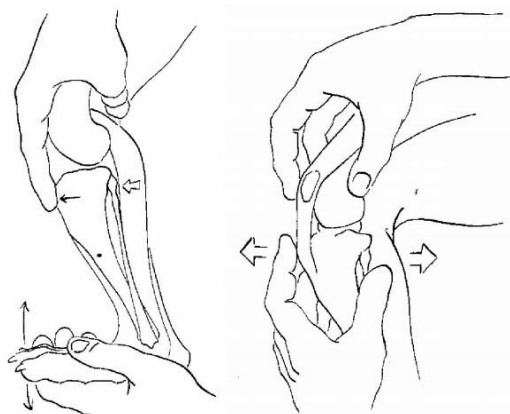


Figure 20 : Illustration de la réalisation des tests de stabilité du grasset : à gauche le test de compression tibiale et à droite le test du tiroir crânial d'après PB.VASSEUR [31].

A la suite de l'examen orthopédique et des manipulations du grasset, la réalisation d'exams complémentaires peut permettre la confirmation de la rupture en cas de doute (radiographies, échographies, IRM, arthroscanner ou arthroscopie).

Une fois la rupture diagnostiquée, un traitement chirurgical doit être mis en place pour assurer de nouveau la stabilité articulaire du grasset. De nombreuses techniques existent mais celle qui est la plus utilisée est le nivellement du plateau tibial (TPLO). Cette méthode permet de supprimer la pente tibiale et ainsi rendre obsolète la fonction principale du ligament croisé crânial. Ainsi, la locomotion de l'animal est modifiée à de nombreuses reprises : lors de la rupture, en pré-opératoire, en post-opératoire immédiat et tout le temps de la récupération. Il serait donc intéressant d'analyser cette locomotion afin d'ajuster la prise en charge pré et post-opératoire.

IV. Méthode d'analyse du mouvement

L'analyse du mouvement serait donc intéressante pour comprendre la biomécanique et l'influence fonctionnel d'une pathologie mais également pour évaluer une récupération post-opératoire. Elle permet également de s'appuyer sur des données objectives et non expérimentateur-dépendantes. Elle a deux versants : l'analyse cinématique et celle cinétique.

A. Etude cinématique [7][8][9][10][14][32][33][34]

1. Définition

Les études cinématiques correspondent à la description du mouvement dans l'espace au cours d'une durée finie. Elle quantifie les positions, les vitesses, les accélérations et les angles des segments et articulations dans l'espace. Elle ne s'intéresse donc qu'au mouvement en lui-même et non pas à son origine.

2. Paramètres étudiés

L'étude cinématique permet l'analyse du mouvement global dans l'espace et le temps. Ainsi, des paramètres généraux sont mesurés comme la distance, la durée, la vitesse de marche, le nombre de pas. Les conséquences globales d'une pathologie sur le déplacement mais aussi la mesure du niveau d'activité dans des études de comportement animalier utilisent principalement ces paramètres.

Elle étudie également pour chacun des membres des paramètres tels que : durée/longueur du pas, durée/longueur du cycle, pourcentage de la durée de la phase d'appui par rapport à la durée total du cycle. Enfin, elle mesure le différentiel entre les côtés gauche et droit, les variations d'amplitude et de vitesse angulaires au cours d'une foulée. La cinématique permet également d'étudier le mouvement à l'échelle d'un ou des segments osseux ou d'une ou plusieurs articulations. La visualisation dynamique des mouvements des segments osseux a permis une meilleure compréhension de la biomécanique de la locomotion animale. Après l'étude des animaux sains, ce sont les études des boiteries et des traitements chirurgicaux qui ont bénéficié de cette méthode d'analyse.

3. Les outils

Le gold standard est l'utilisation de la vidéographie avec la mise en place de repère visuel pour mettre en évidence les repères anatomiques souhaitées. Dorénavant, des logiciels informatiques reconnaissent ces repères et calculent ainsi l'ensemble des informations demandées. Néanmoins, cela reste une technologie chère, fastidieuse et peu accessible.

Plus récemment, l'accélérométrie a été mise au point pour l'analyse du mouvement. Cette technologie permet la mesure de l'accélération linéaire du mouvement à l'instant t selon trois axes orthogonaux conduisant ainsi au positionnement dans les trois plans de l'espace du repère anatomique où il est placé. C'est une technique moins coûteuse, facile d'utilisation et qui permet une liberté de mouvement plus importante.

B. Etude cinétique [7][8][9][10][33][35][36][37][38][39][40][41]

1. Définition

La cinétique correspond à l'étude des forces qui initient le mouvement et celles créées par ce dernier.

Elle permet une évaluation de la fonctionnalité des membres dans son ensemble et de comprendre l'origine du mouvement. Elle a notamment été utilisée pour caractériser la démarche d'un animal sain mais également pour la détection de boiterie, pour le suivi post-opératoire associé ou non à une physiothérapie de rééducation.

2. Les outils

L'outil le plus utilisé est le plateau de force. Il permet de mesurer la force exercée par le pied lors de la phase d'appui au cours du mouvement. Il apporte des informations sur les forces verticales et horizontales maximales, les impulsions verticales et la distribution des forces sur le pied. Sa limite est qu'il ne mesure la pression que pour un seul membre, ne permet l'obtention que d'une unique valeur et qu'il ne s'intéresse qu'à la phase d'appui du mouvement.

Pour contrecarrer la limite de l'étude d'un seul membre à la fois sur une seule foulée, des tapis de pression ont été créés. En effet, ils regroupent plusieurs capteurs de pression enfouis dans un tapis. La pression appliquée est mesurée par la déformation des récepteurs. A la différence du plateau de force, c'est une pression qui est mesurée. Cette méthode permet l'analyse conjointe des quatre membres et d'obtenir plusieurs mesures en un passage. Elle permet ainsi d'analyser la symétrie de la locomotion en comparant les membres thoraciques et pelviens mais aussi le côté droit et gauche. De plus, c'est un outil mixte car il permet également d'accéder aux paramètres spatio-temporels du mouvement.

Une autre technologie est également utilisée pour l'analyse cinétique : l'électromyographie (EMG). Cette dernière est une technique expérimentale basée sur le développement, l'enregistrement et l'analyse du signal myoélectrique lors de contraction réflexe ou volontaire d'un muscle. L'électromyographie correspond alors à l'enregistrement de l'ensemble des potentiels électriques à l'origine de la contraction d'un muscle (figure 24) permettant ainsi de mesurer l'activation musculaire.

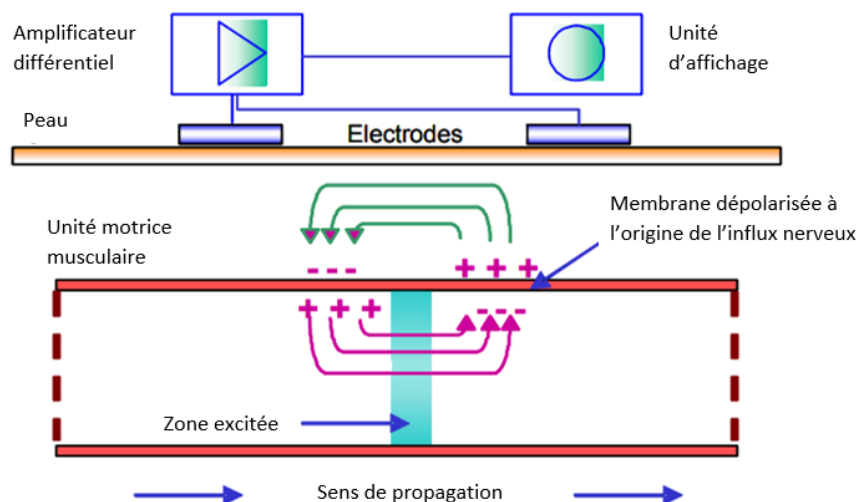


Figure 24 : Schéma représentant le principe de fonctionnement de l'électromyographie d'après P.KONRAD [37].

Il existe deux grands types d'électromyographie : l'électromyographie de surface et l'électromyographie intramusculaire, moins récent. La différence entre les deux réside dans le fait que pour le premier les électrodes sont collées sur la peau alors que pour le second, les électrodes sont insérées dans le muscle. Dans le cas de l'électromyographie de surface, ce sont les influx nerveux arrivant sur une grande surface musculaire qui sont enregistrés contre une unique unité motrice lors de l'électromyographie intramusculaire. Ainsi, l'emploi d'électrodes de surface rend compte de l'activité électromyographique d'un volume musculaire plus important, renvoyant davantage aux caractéristiques mécaniques du mouvement.

L'interprétation des données obtenues fournit des informations sur les modifications de l'activité musculaire, la durée et l'amplitude de l'activation musculaire. La durée du signal correspond au temps où le signal est différent de la ligne de base. Elle dépend de la synchronisation entre les différentes fibres musculaires et la vitesse de conduction. L'amplitude est la distance entre le maximum et le minimum du signal. Elle correspond à la conduite du signal électrique du neurone au muscle. Elle dépend de la mécanique musculaire telle que l'architecture musculaire, la longueur musculaire, le type de contraction musculaire et la vitesse de contraction.

Des paramètres peuvent ensuite être calculés à partir des valeurs lues sur le signal. Le Root Mean Square (RMS) correspond à la moyenne quadratique de l'électromyographie de surface sur un intervalle de temps. En d'autres termes, cette donnée permet de quantifier les amplitudes du signal sur un intervalle de temps donné, calculé sur des intervalles courts (inférieurs à 500ms). Ils permettent de détecter les irrégularités d'aspects du signal enregistré (variation rapide de l'activité musculaire). Les paramètres RMS permettent de mettre en évidence le recrutement des unités motrices (nombre d'unités motrices activées).

La transformée de Fourier Rapide permet de représenter le signal électromyographique, sous forme graphique, de l'énergie employée en fonction des fréquences et du temps. La fréquence moyenne et la fréquence médiane permettent d'étudier la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action musculaires. Ces trois derniers paramètres ne sont pas utilisés en médecine vétérinaire car ils nécessitent l'enregistrement d'un signal lors d'une contraction isométrique puissante ce qui ne peut être demandé à un animal.

A la différence des deux autres outils présentés dans cette partie, cette technologie permet une approche musculaire de la locomotion et d'appréhender le fonctionnement et l'adaptation musculaire. De plus, la phase de soutien peut également être étudiée à l'aide de cette technique.

PARTIE EXPERIMENTALE

Comme vu dans la synthèse précédente, les ruptures du ligament croisé crânial sont fréquentes et ont de sérieuses conséquences sur le confort de vie de l'animal avec la mise en place d'arthrose et de synovite notamment. Les ligaments croisés jouent un rôle primordial dans la stabilité du grasset dans les trois plans de l'espace, la rupture de ces derniers entraîne donc une instabilité majeure. Cette dernière va changer la dynamique du grasset entraînant des modifications de la locomotion. Ce sont en partie ces modifications qui influenceront les sollicitations musculaires et qui entraîneront une boiterie, souvent le signe d'appel de cette pathologie.

Pour l'analyse de la locomotion, une étude cinématique et cinétique a été conduite en utilisant les outils les plus adaptés au contexte. Le choix d'une grande liberté de mouvement et d'une technologie incluse dans les électrodes d'électromyographie de surface nous a conduit à l'utilisation de l'accélérométrie pour l'étude des données spatio-temporelles et le découpage du signal d'électromyographie de surface. Le tapis de pression par sa capacité à enregistrer plusieurs foulées consécutives et à étudier les quatre membres conjointement a été utilisé pour l'étude de la pression exercée et du temps d'appui. Enfin, une étude de l'activation musculaire sera également réalisée par électromyographie de surface car c'est une méthode non invasive et dont la mise en place est rapide et facile

Avant d'aborder toute pathologie locomotrice et au vu du faible nombre d'études utilisant ces outils, il est nécessaire de réaliser un groupe contrôle composé de chiens sains. Cette première partie de l'étude permettra d'étoffer la bibliographie avec de nouvelles données et de former une base pour l'étude sur les chiens ayant une rupture unilatérale du ligament croisé crânial. Ensuite, les mêmes protocoles d'analyse seront utilisés sur des chiens atteints de cette pathologie pour comprendre l'influence de la perte de fonction du ligament croisé crânial sur la locomotion et le fonctionnement musculaire du membre atteint.

I. Matériels et méthodes

A. Présentation des animaux

Cette étude (approuvée par le comité d'éthique Jacques Bonnod de VetAgro sup (n° de dossier 2003)) incluait 8 chiens sains et 3 chiens présentant une rupture du ligament croisé crânial.

Concernant les chiens sains, l'animal devait être âgé entre 1 et 5 ans pour garantir la fin de la croissance ostéo-articulaire et limiter l'influence du processus arthrosique lié à l'âge. De plus, il devait présenter un poids supérieur à 15 kilogrammes sans surcharge pondérale importante avec une musculature suffisante pour poser les électrodes sur les muscles distincts. Enfin, il devait être exempté de pathologie locomotrice. L'animal devait également savoir marcher et trotter droit en laisse, sans tirer et à vitesse constante.

Pour les chiens pathologiques, en plus des critères d'inclusion précisés pour les chiens sains, ils devaient présenter aucune autre pathologie locomotrice et aucun antécédent d'opération de l'appareil locomoteur.

Le recrutement des chiens sains passa par le réseau d'étudiants et celui des chiens pathologiques par les rendez-vous pris en service de chirurgie au Centre Hospitalier Universitaire Vétérinaire de VetAgro-Sup pour une prise en charge d'une rupture du ligament croisé crânial. Un questionnaire de consentement où les risques leurs étaient présentés a été rempli par les propriétaires.

B. Procédure

Une session d'enregistrement se passait comme suit : le chien était d'abord promené dans la salle et sur le tapis GaitRite° (BIOMETRICS France) afin de le familiariser à l'environnement expérimental (figure 25) et de vérifier qu'il sache marcher et trotter droit en laisse.

Le tapis GaitRite° (BIOMETRICS France) est un tapis de pression en plastique mesurant 4,6 mètres de long, 0,61 mètres de large et 6 millimètres d'épaisseur. Il est composé de 16128 capteurs répartis sur 4,2 mètres ainsi une partie du tapis est sans capteur permettant de s'affranchir du début et de la fin de chaque passage.



Figure 25 : Photo de l'environnement de travail avec le tapis de pression, LINET Jennifer.

Ensuite, le membre pelvien droit pour les animaux sains et le membre boiteux pour les animaux pathologiques étaient tondu, à savoir aux zones où seront placés les électrodes soit en arrière du grasset et sur la face latérale de la cuisse. La peau a ensuite été dégraissée avec du Leukotape° et les électrodes d'électromyographie (Trigno Avanti Sensor, Delsys Inc, Boston, MA, USA) placés sur le corps des muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral et fixés à l'aide d'une bande adhésive double face et recouverte d'Hypafix° (figure 27). De plus, l'électrode placée sur le muscle biceps fémoral était une électrode combinant à la fois un système électromyographie et une centrale inertielle.

Les électrodes ont été placées sur les muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral par le même expérimentateur avec un chien debout, les pieds positionnées sous le corps, avec un bon aplomb. Le placement des électrodes se faisait dans le sens des fibres musculaires comme suit [42] :

- Pour le muscle vaste latéral (figure 26), la distance entre la crête iliaque et la patella, et entre la patella et le grand trochanter étaient déterminées puis les points médians de ces lignes étaient connectés, et l'électrode était collée au milieu de cette ligne.
- Pour le muscle biceps fémoral (figure 26), l'électrode était placée dans le tiers moyen de la distance entre la tubérosité ischiatique et la patella.
- Pour le muscle gastrocnémien, il était individualisé par palpation cutanée et l'électrode était placée au milieu du muscle.

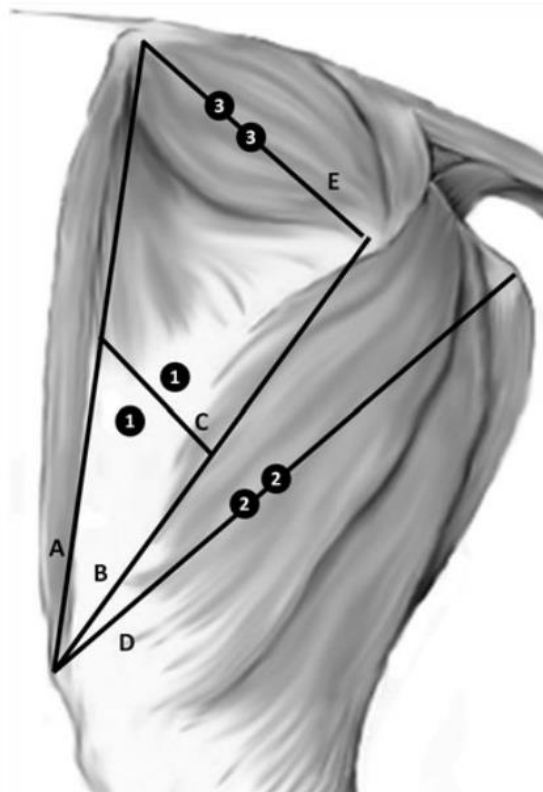


Figure 26 : Schéma pour la mise en place des électrodes pour le muscle biceps fémoral et le muscle vaste latéral. A : distance entre la crête iliaque et la patella, B : la distance entre la patella et la grand trochanter, C : la connexion entre ces deux points, D : ligne entre la patella et la tubérosité ischiatique. 1 : position de l'électrode enregistrant le muscle vaste latéral, 2 : position de l'électrode enregistrant le muscle biceps fémoral d'après B. BOCKSTAHLER [42].



Figure 27 : Photo des électrodes mises en place, LINET Jennifer.

Une fois les électrodes mises en place, le chien réalisait quatre allers-retours pour se familiariser à la sensation du tapis et des électrodes. L'opérateur était situé à la droite du chien, laisse non tendue. Enfin, quatre allers conformes étaient enregistrés au pas puis au trot. Seuls les enregistrements où le chien n'a pas présenté de modification d'allure, d'arrêt et où il a marché en ligne droite avec la tête droite ont été retenus.

Les données d'acclérométries et d'EMG ont été acquises à l'aide du logiciel EMGworks° (Delsys Inc, Boston, MA, USA [58]) et analysées par un code que nous avons créé avec le logiciel MATLAB R2018b ((Mathworks, Inc., Natick, Massachusetts, USA) (annexes 1 et 2).

C. Traitement du signal et paramètres étudiés

1. L'accélérométrie

Les données d'accélérométrie ont été recueillies à partir de l'électrode placée sur le muscle biceps fémoral avec une fréquence d'acquisition de 148 Hz. Par sa position centrale au niveau de la cuisse, elle reflèterait au mieux les mouvements de la cuisse dans le plan sagittal.

Les données ont ensuite été filtrées avec un filtre Butterwoth de quatrième ordre. Ce dernier est le filtre le plus utilisé dans les analyses de données biomécaniques car il est performant pour réduire les signes parasites afin de passer d'un signal bruité à un signal propre [43]. On commence en premier lieu par un filtre passe-bas à 20Hz pour enlever le bruit lié aux mouvements des électrodes puis par un filtre passe-haut à 50 Hz pour limiter les bruits de fond et se concentrer sur les impacts [44][45].

Dans un second temps, les données ont été normalisées en calculant la magnitude pour supprimer les contraintes d'orientation telle que la valeur normée = $\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ avec x, y et z les valeurs filtrées dans les trois plans de l'espace [44][45].

La suite du code permettait de découper le mouvement enregistré selon les différentes phases des allures présentées plus haut (figure 28) [46]. Le temps de suspension de la phase de soutien était identifié comme étant le sommet du pic, la base de ce pic par la droite correspondait au moment où le pied entraînait en contact avec le sol. La base de ce même pic par la gauche correspondait donc au moment où le pied se soulevait du sol. Enfin, le soutènement correspondait au minimum entre le moment où le pied touchait le sol et celui où il se soulevait à la foulée suivante. Ce point était identifié uniquement au pas car l'allure étant lente, le mouvement généré par le tarse était décomposé et pouvait être enregistré par l'accéléromètre ce qui n'était pas le cas au trot.

A partir de ce découpage, ont été calculé le temps d'une foulée et le pourcentage de durée de chaque phase par rapport au temps d'une foulée (phase d'appui, de soutien, d'amortissement, de propulsion, de ramener et d'embrasser du terrain) [9].

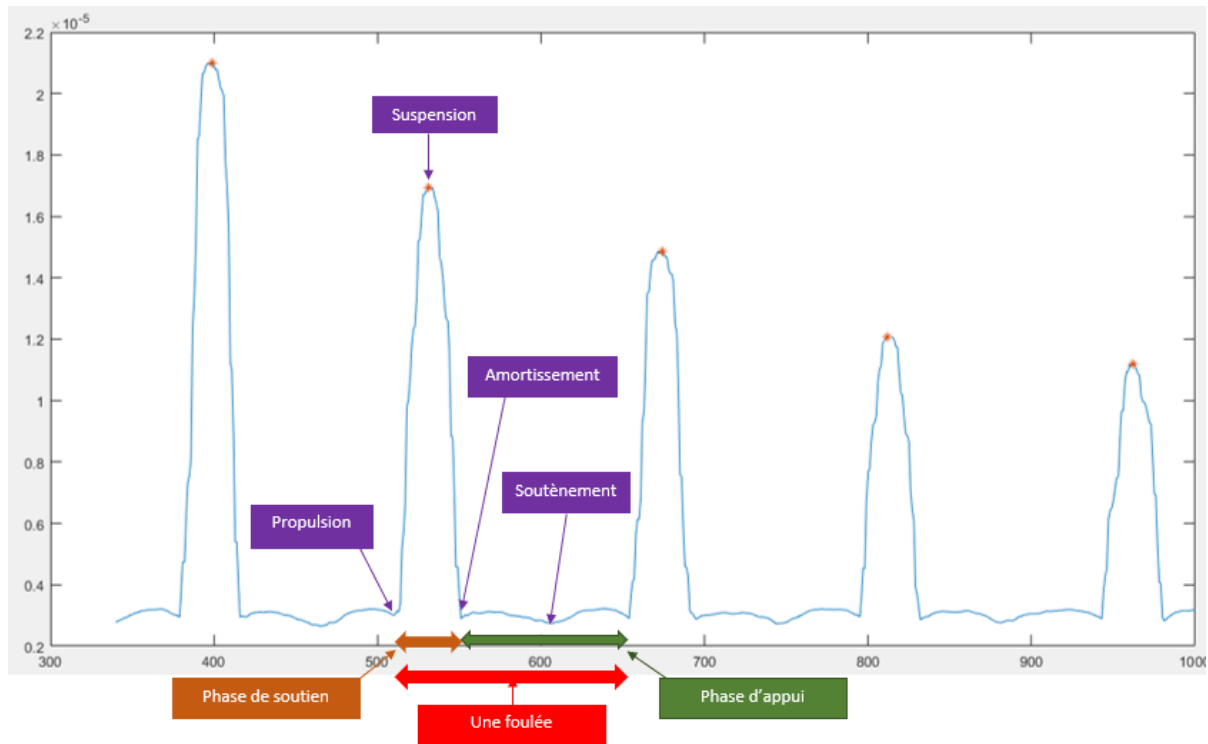


Figure 28 : Découpage des données de l'accéléromètre en différents temps, LINET Jennifer.

2. Le tapis de pression

A chaque passage, la position du capteur, son état d'activation et la pression relative subie étaient enregistrés par un ordinateur relié au tapis par un câble et traités par un logiciel adapté à la marche quadrupède (GAITFour) [47].

Lors du pas, le logiciel reconnaissait automatiquement quel membre avait été posé mais au trot, l'identification se faisait manuellement. Une fois que le passage sur le tapis fut validé, c'est-à-dire que le chien n'était pas sorti du tapis, que les capteurs aient bien été activés par le passage et que l'identification était correcte, le logiciel fournissait l'ensemble des données et des calculs qu'il effectuait (paramètres spatio-temporels, pression exercée par chaque membre, symétrie entre les différents membres pour la pression et le temps d'appui au sol). Ces données étaient converties en tableau excel pour une exploitation ultérieure.

3. L'électromyographie de surface

Le signal enregistré devait être traité pour pouvoir être exploité [37][38]. La première étape était l'amplification du signal nécessaire car les influx nerveux sont de l'ordre du microvolt. Elle permet une meilleure visualisation du signal et de maximaliser le rapport signal/bruit du signal. La seconde étape était la rectification du signal. Elle consistait à prendre les valeurs absolues des données recueillies. La dernière étape était les filtrations du signal. Elle consistait à supprimer les bruits de résonance (signaux des muscles adjacents, mauvaise adhésion à la peau...) à l'aide de bandes passantes qui filtrent les signaux de hautes et de basses fréquences. Les données enregistrées ont été filtrées avec un filtre butterworth de 4^{ème} ordre passe bande avec les fréquences de coupure à 15 et 500 Hz [48][49][50].

Puis à partir de ces valeurs filtrées, le niveau moyen des racines quadratiques a été calculé [37].

Une fois que le mouvement a été découpé par l'accélérométrie, l'aire sous la courbe de chaque phase a été calculée. Il s'agit de l'intégrale sous la courbe d'électromyographie, aussi nommée EMG intégré. Elle dépend de la durée analysée et indique le nombre d'axones fonctionnels. Elle augmente donc lors de la contraction et diminue lors de la relaxation [37][39].

D. Analyse statistique

Au vu des faibles effectifs des groupes compassant cette étude, seule une analyse descriptive a été réalisée.

Un test de Willcoxon, test non paramétrique pour comparer une variable quantitative et qualitative dans deux séries indépendantes, a toutefois été utilisé pour étudier les données épidémiologiques.

II. Résultats

A. Les chiens sains

1. Présentation des chiens inclus dans l'étude

Huit chiens sains (tableau I) dont sept mâles et une femelle ont participé à l'étude. Les races étaient variées mais toutes de gabarit moyen : Golden retriever, Chien d'osley, Berger australien d'Amérique et les cinq autres chiens étaient issus de croisement. L'âge moyen était de trois ans et deux mois et le poids moyen était de 22,75 Kg.

Tableau I : Tableau regroupant les données épidémiologiques des chiens sains ayant participé à l'étude, LINET Jennifer.

<u>Nom</u>	<u>Race</u>	<u>Age</u>	<u>Poids (kg)</u>	<u>Coté étudié</u>	<u>Sexe</u>
Jeck	Croisé	5 ans	20	Droit	Mâle
Moriaty	Croisé	3 ans	19	Droit	Mâle
Choco	Croisé	5 ans	27	Droit	Mâle
Maina	Golden retriever	3 ans	24,5	Droit	Femelle
Lyso	Chien d'Osley	5 ans et 4 mois	21	Droit	Mâle
Koda	Croisé	1 an et 8 mois	25,5	Droit	Mâle
Rouky	Croisé	1 an et 7 mois	24	Droit	Mâle
Reinko	Berger australien d'Amérique	1 an et 7 mois	19	Droit	Mâle

2. Etude des paramètres temporels

Chez les chiens ne présentant pas de trouble locomoteur, la durée moyenne d'une foulée au pas était de 0,773 secondes (erreur standard : 0,038s) avec une phase d'appui et de soutien représentant respectivement 66,6% (erreur standard : 1,1%) et 33,4% (erreur standard : 1,1%) du temps total d'une foulée. La phase d'amortissement représentait en moyenne 39,9% (erreur standard : 1,75%) et la phase de propulsion 26,7% (erreur standard : 1,19%) du temps total d'une foulée. Concernant la phase de soutien, la phase de ramené et la phase d'embranché qui représentaient respectivement 16,8% (erreur standard : 0,5%) et 16,6% (erreur standard : 0,66%) du temps total de la foulée.

Au trot, la durée moyenne d'une foulée était de 0,485 (erreur standard : 0,019s) avec une phase d'appui et de soutien qui représentaient respectivement 48,8% (erreur standard : 2,62%) et 51,2% (erreur standard : 2,62%) du temps de foulée total. Plus précisément, la phase de ramené

correspondait à 23,4% (erreur standard : 0,54%) contre 27,8% (erreur standard : 2,6%) de la foulée pour la phase d'embrassée du terrain.

3. Etude par électromyographie de surface

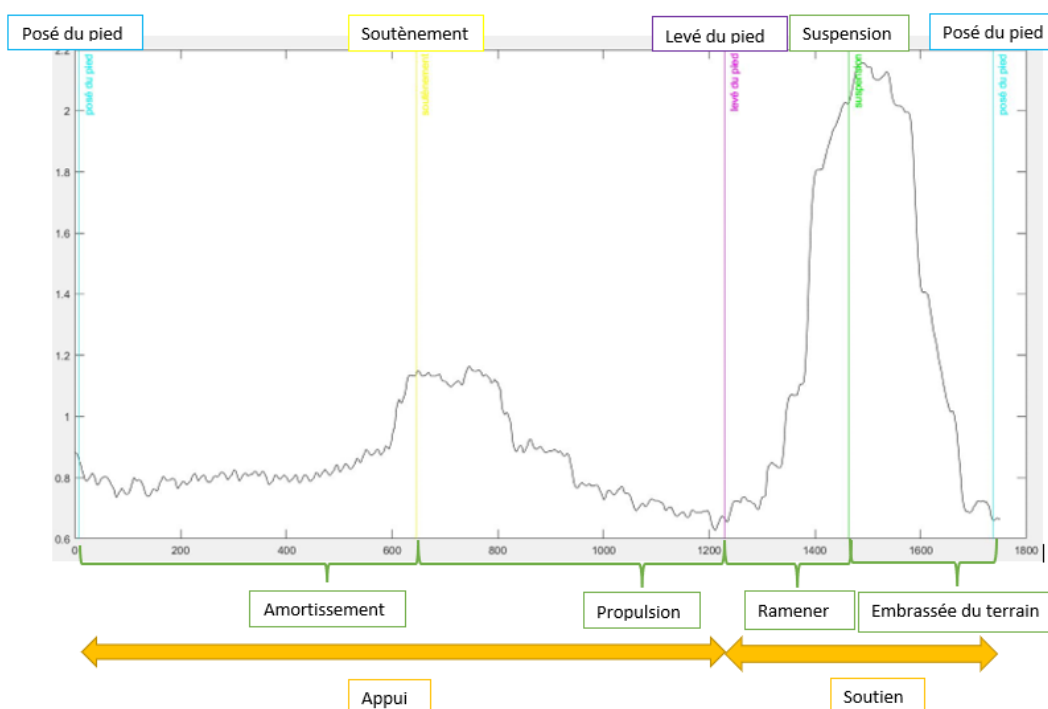
a) Au pas

D'après les courbes de chaque muscle (figure 29 A, B et C), des tendances d'activation semblaient apparaître.

Lors de la phase d'amortissement, le niveau d'activation du muscle gastrocnémien était croissant. Concernant le muscle biceps fémoral, il était croissant sur la moitié du temps et décroissant sur le temps restant. Pour le muscle vaste latéral, le niveau d'activation était croissant en début de phase puis décroissant.

Durant la phase de propulsion, le niveau d'activation du muscle gastrocnémien était globalement décroissant. Concernant le muscle biceps fémoral, il augmentait dans un premier temps rapidement puis dans un second temps plus lentement avant de diminuer juste à la fin de la phase. Enfin, concernant le muscle vaste latéral, le niveau d'activation augmentait légèrement jusqu'à un plateau puis il diminuait avant de croître de nouveau.

Lors de la phase de ramené, le niveau d'activation des trois muscles étudiés augmentait alors qu'il diminuait lors de la phase d'embrassée du terrain. Le moment de suspension semblait correspondre au maximum d'activation pour chaque muscle.



*Figure 29 A :
Courbe
électromyographi
que du muscle
gastrocnémien
enregistré au pas,
LINET Jennifer.*

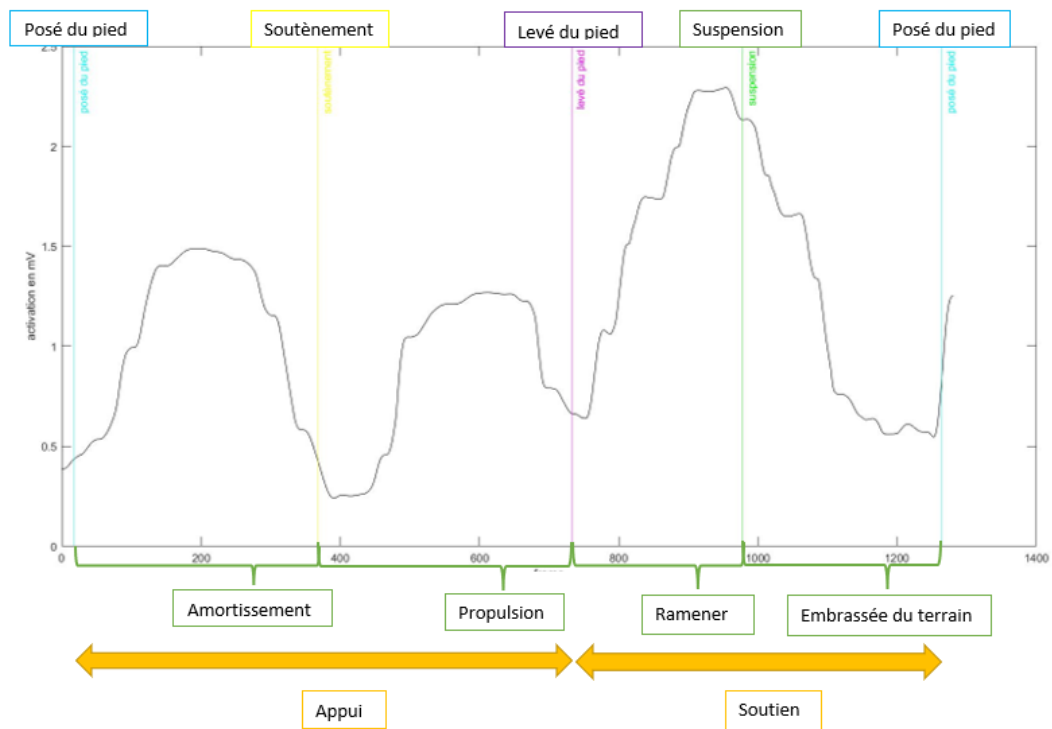


Figure 29 B : Courbe électromyographique du muscle biceps fémoral enregistré durant un cycle de pas, LINET Jennifer.

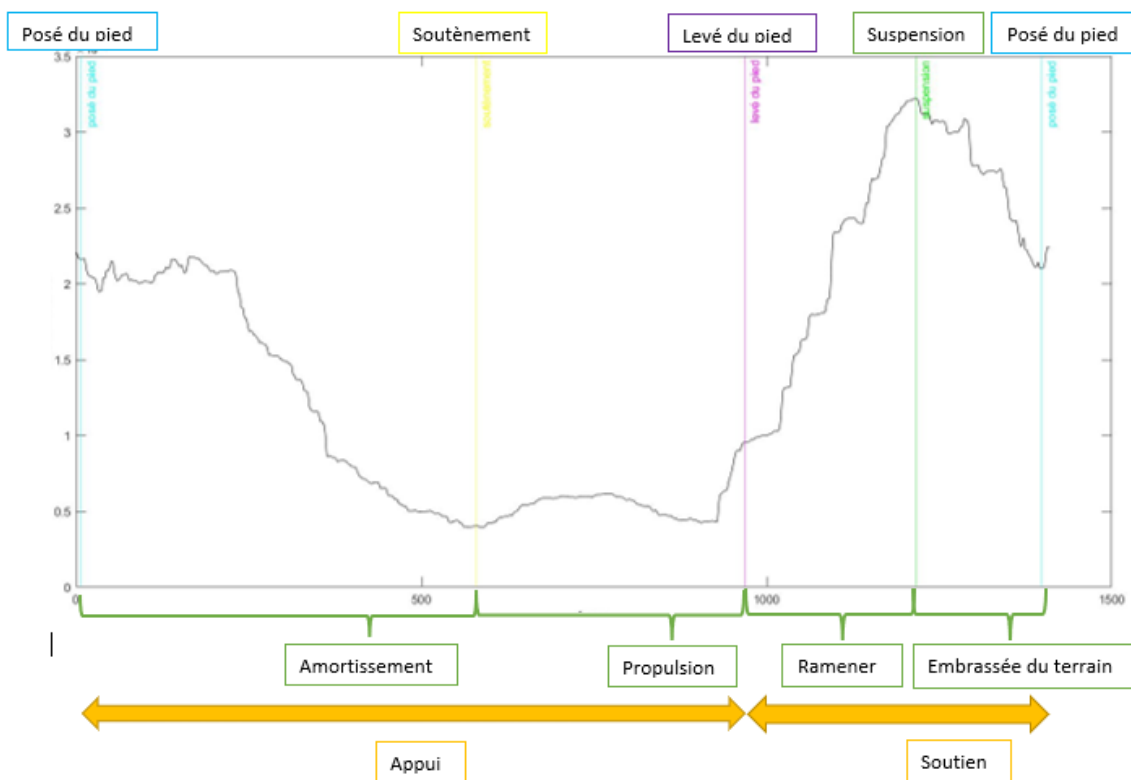


Figure 29 C : Courbe électromyographique du muscle vaste latéral enregistré durant un cycle de pas, LINET Jennifer.

b. Au trot

D'après les courbes de chaque muscle (figure 30 A, B et C), des tendances d'activation semblaient apparaître.

Lors de la phase d'appui, le niveau d'activation du muscle gastrocnémien diminuait la moitié du temps pour ensuite augmenter faiblement avant que le pied ait touché le sol. A l'inverse, celui du muscle biceps fémoral présentait une augmentation jusqu'à un plateau atteint au début de la phase d'appui pour ensuite diminuer en fin de mouvement. Enfin, le niveau d'activation du muscle vaste latéral présentait une augmentation.

Lors de la phase de ramené, le niveau d'activation des muscles gastrocnémien et biceps fémoral augmentait alors qu'il diminuait avec un ressaut sur la première moitié du temps pour ensuite augmenter lors de la seconde moitié pour le muscle vaste latéral.

Lors de la phase d'embranché du terrain, le niveau d'activation du muscle gastrocnémien décroissait lors de la première moitié de la phase avant de croître. Concernant les muscles biceps fémoral et vaste latéral, il diminuait jusqu'au moment de la suspension.

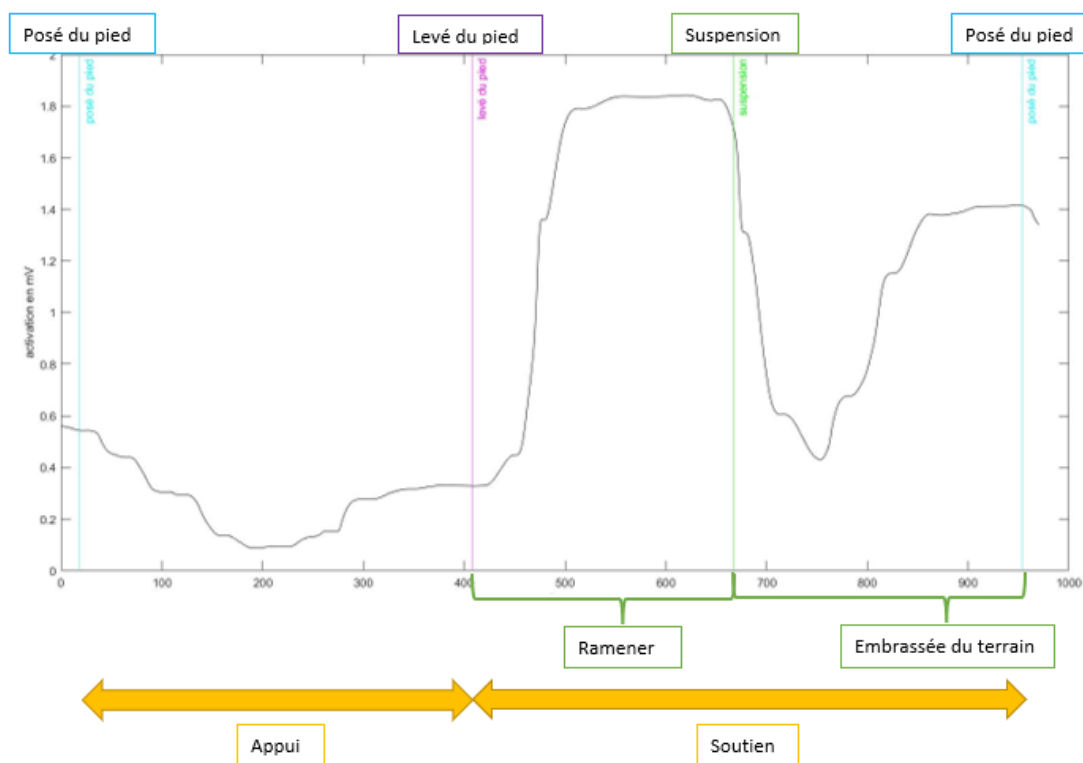


Figure 30 A: Courbe électromyographique du muscle gastrocnémien enregistrée durant un cycle de trot, LINET Jennifer.

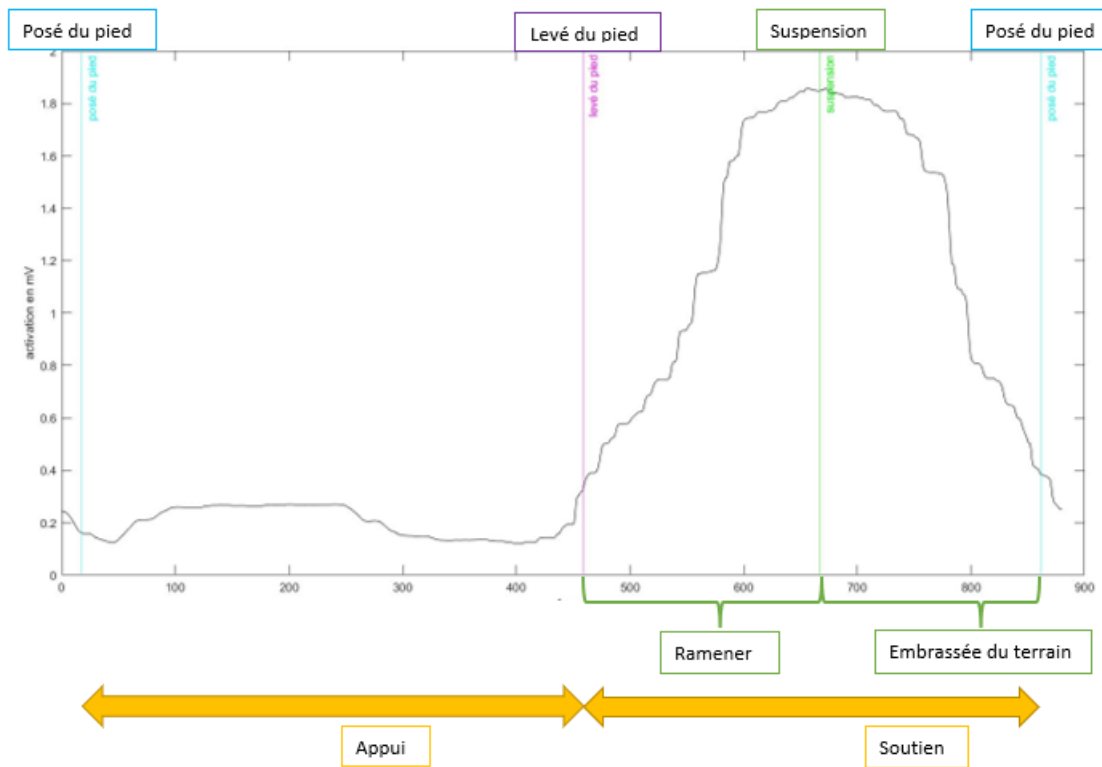


Figure 30 B : Courbe électromyographique du muscle biceps fémoral enregistré durant un cycle de trot, LINET Jennifer.

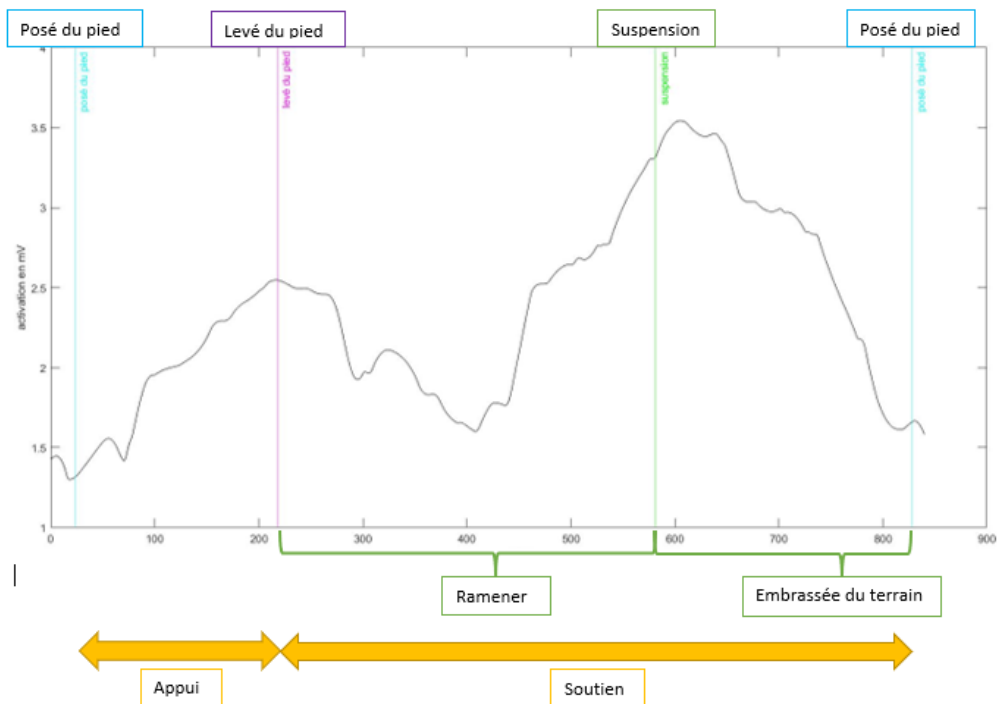


Figure 30 C : Courbe électromyographique du muscle vaste latéral enregistré durant un cycle de trot, LINET Jennifer.

4. Etude des paramètres issus du tapis de pression

a. Au pas

Les indices de symétrie concernant le temps d'appui au sol lors d'une foulée et la pression exercée par chaque membre sont reportés dans le tableau suivant (tableau II).

Tableau II : Valeurs moyennes et erreur standard (entre parenthèses) concernant la symétrie de la locomotion chez le chien sain au pas. T : membre thoracique ; P : membre pelvien ; G : membre gauche ; D : membre droit, LINET Jennifer.

Variable	Membres thoraciques/membres pelviens	Membres gauches/Membres droit	TG/TD	PG/PD	TG/PG	TD/PD	TG/PD	TD/PG
Symétrie temps d'appui au sol	1,09 (0,01)	1,01 (0,01)	1,01 (0,02)	1,00 (0,01)	1,09 (0,01)	1,1 (0,02)	1,1 (0,02)	1,09 (0,02)
Symétrie pression exercée	1,53 (0,04)	1,02 (0,03)	1,03 (0,03)	1,03 (0,04)	1,54 (0,04)	1,54 (0,05)	1,58 (0,05)	1,51 (0,07)

Le côté droit et gauche étaient symétriques tant pour le temps d'appui au sol que la pression exercée. Les membres thoraciques et pelviens avaient le même temps de contact au sol mais les membres thoraciques exerçaient une pression 1,5 fois plus élevée que les membres pelviens.

b. Au trot

Les indices de symétrie concernant le temps d'appui au sol lors d'une foulée et la pression exercée par chaque membre sont reportés dans le tableau suivant (tableau III).

Tableau III : Valeurs moyennes et erreur standard (entre parenthèses) concernant la symétrie de la locomotion chez le chien sain au trot. T : membre thoracique ; P : membre pelvien ; G : membre gauche ; D : membre droit, LINET Jennifer.

Variable	Membres thoraciques/membres pelviens	Membres gauches/Membres droit	TG/TD	PG/PD	TG/PG	TD/PD	TG/PD	TD/PG
Symétrie temps d'appui au sol	1,23 (0,04)	1,01 (0,01)	1,01 (0,01)	1,00 (0,02)	1,23 (0,04)	1,22 (0,04)	1,23 (0,04)	1,22 (0,04)
Symétrie pression exercée	1,50 (0,03)	1,01 (0,02)	1,01 (0,01)	1,01 (0,04)	1,50 (0,05)	1,50 (0,04)	1,50 (0,04)	1,50 (0,05)

Le côté droit et gauche étaient symétriques tant pour le temps d'appui au sol que la pression exercée. Les membres thoraciques exerçaient une pression 1,5 fois plus élevée et un temps de contact au sol 1,23 fois plus long que les membres pelviens.

B. Chiens pathologiques

1. Présentation des chiens inclus dans l'étude

Trois chiennes présentant une rupture du ligament croisé crânial unilatérale droite (tableau VI) ont été incluses. L'une des chiennes était un Labrador, les deux autres étaient issues de croisements. L'âge moyen était de quatre ans et neuf mois et le poids moyen était de 27,8 Kg.

Tableau VI : Tableau regroupant les données épidémiologiques des chiens pathologiques ayant participé à l'étude, LINET Jennifer.

Nom	Race	Age	Poids (Kg)	Coté étudié	Sexe
Junon	Labrador	4 ans et 9 mois	31,5	Droit	Femelle
Iris	Croisé border collie	7 ans et 6 mois	22	Droit	Femelle
Pastelle	Croisé braque hongrois à poil court	2 ans et 6 mois	30	Droit	Femelle

2. Etude des paramètres temporels

Chez les chiens atteints d'une rupture du ligament croisé crânial, la durée moyenne d'une foulée au pas était de 0,789 secondes (erreur standard : 0,09s) avec une phase d'appui et de soutien représentant respectivement 70,4% (erreur standard : 4,21%) et 29,6% (erreur standard : 4,21%) du temps total d'une foulée. La phase d'amortissement représentait en moyenne 41,1% (erreur standard : 2,86%) et la phase de propulsion 29,3% (erreur standard : 1,37%) du temps total d'une foulée. Concernant la phase de soutien, la phase de ramené et la phase d'embranché qui représentaient respectivement 15,6% (erreur standard : 2,89%) et 14% (erreur standard : 1,37%) du temps total de la foulée.

Au trot, la durée moyenne d'une foulée était de 0,507 secondes (erreur standard : 0,017s) avec une phase d'appui et de soutien qui représentaient respectivement 42,7% (erreur standard : 4,31%) et 57,2% (erreur standard : 4,31%) du temps de foulée total. Plus précisément, la phase de ramené correspondait à 27,1% (erreur standard : 2,5%) contre 30,1% (erreur standard : 2,9%) de la foulée pour la phase d'embranchée du terrain.

3) Etude par électromyographie de surface

a. Au pas

Concernant les muscles gastrocnémien et vaste latéral, la courbe d'activation musculaire était similaire à celle des chiens sains.

Concernant le muscle biceps fémoral (Figure 31), au cours de la phase d'amortissement, le niveau d'activation augmentait légèrement avant de diminuer sur la majorité du temps de la phase pour ensuite de nouveau augmenter. Au cours de la phase de propulsion, une baisse du niveau d'activation jusqu'à un minimum où il restait stable était observée puis une légère augmentation était visible en fin de phase. Enfin, lors de la phase de ramené, le niveau d'activation augmentait pour ensuite diminuer lors de l'embrassée du terrain.

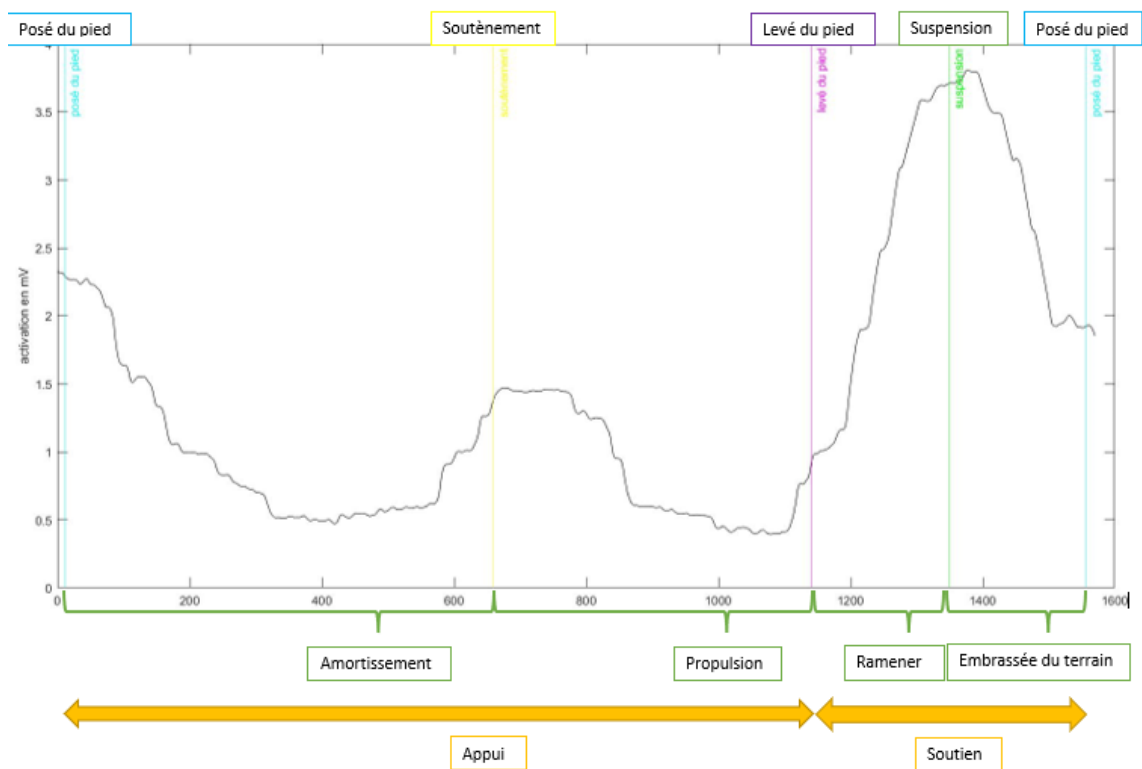


Figure 31 : Courbe électromyographique du muscle biceps fémoral enregistrée durant un cycle de pas chez un chien présentant une rupture du ligament croisé crânial, LINET Jennifer.

b. Au trot

Concernant les muscles étudiés, les courbes étant trop différentes les unes des autres, aucun schéma concernant le découpage de la courbe n'a été possible.

4. Etude des paramètres issus du tapis de pression

a. Au pas

Les indices de symétrie concernant le temps d'appui au sol lors d'une foulée et la pression exercée par chaque membre sont reportés dans le tableau suivant (tableau V).

Tableau V : Valeurs moyennes et erreur standard (entre parenthèses) concernant la symétrie de la locomotion chez le chien pathologique au pas. T : membre thoracique ; P : membre pelvien ; G : membre gauche ; D : membre droit, LINET Jennifer.

Variable	Membres thoraciques/membres pelviens	Membres gauches/Membres droit	TG/TD	PG/PD	TG/PG	TD/PD	TG/PD	TD/PG
Symétrie temps d'appui au sol	1,06 (0,01)	1,08 (0,02)	1,06 (0,02)	1,11 (0,03)	1,04 (0,001)	1,07 (0,02)	1,15 (0,03)	0,98 (0,01)
Symétrie pression exercée	1,49 (0,02)	1,08 (0,02)	0,97 (0,01)	1,29 (0,09)	1,31 (0,05)	1,73 (0,08)	1,68 (0,06)	1,35 (0,04)

Concernant le temps d'appui au sol, le membre lésé (membre pelvien droit) avait un temps de contact plus court que les membres thoraciques et pelvien gauche. Le membre thoraciques gauche était plus longtemps en contact avec le sol que le membre thoracique droit.

Les membres thoraciques droit et gauche exerçaient respectivement une pression 1,73 et 1,68 plus importe que le membre atteint alors qu'ils exerçaient une pression 1,31 et 1,35 plus importe que le membre pelvien gauche, ainsi le membre pelvien gauche exerçait une pression plus importante que le membre pelvien droit alors que les membres thoraciques étaient symétriques.

b. Au trot

Les indices de symétrie concernant le temps d'appui au sol lors d'une foulée et la pression exercée par chaque membre sont reportés dans le tableau suivant (tableau VI).

Tableau VI : Valeurs moyennes et erreur standard (entre parenthèses) concernant la symétrie de la locomotion chez le chien pathologique au trot. T : membre thoracique ; P : membre pelvien ; G : membre gauche ; D : membre droit, LINET Jennifer

Variable	Membres thoraciques/membres postérieurs	Membres gauches/Membres droit	TG/TD	PG/PD	TG/PG	TD/PD	TG/PD	TD/PG
Symétrie temps d'appui au sol	1,08 (0,10)	1,03 (0,04)	1,00 (0,02)	1,09 (0,07)	1,05 (0,02)	1,13 (0,05)	1,12 (0,05)	1,05 (0,03)
Symétrie pression exercée	1,49 (0,10)	1,17 (0,17)	1,09 (0,11)	1,34 (0,28)	1,43 (0,14)	1,63 (0,13)	1,74 (0,17)	1,38 (0,23)

Concernant le temps d'appui au sol, comme au pas, le membre atteint présentait un temps de contact avec le sol diminué alors qu'une tendance à la symétrie était observée pour les trois autres membres.

Les membres thoraciques droit et gauche exerçaient respectivement une pression 1,63 et 1,74 plus importante que le membre atteint alors qu'ils exerçaient une pression 1,38 et 1,43 plus importante que le membre pelvien gauche, ainsi le membre pelvien gauche exerçait une pression plus importante que le membre pelvien droit tout comme le membre thoracique gauche exerçait une pression plus importante que le membre thoracique droit.

C. Comparaison entre les deux groupes

1. Données épidémiologiques

Le test de Wilcoxon ne révélait pas de différence significative entre le groupe sain et le groupe pathologique concernant le poids (p-value : 0,1249) et l'âge (p-value : 0,355).

2. Etudes des paramètres temporels

Les graphiques suivants (figure 32 et 33) permettent d'observer la distribution des valeurs concernant les paramètres temporels des deux groupes au pas et au trot.

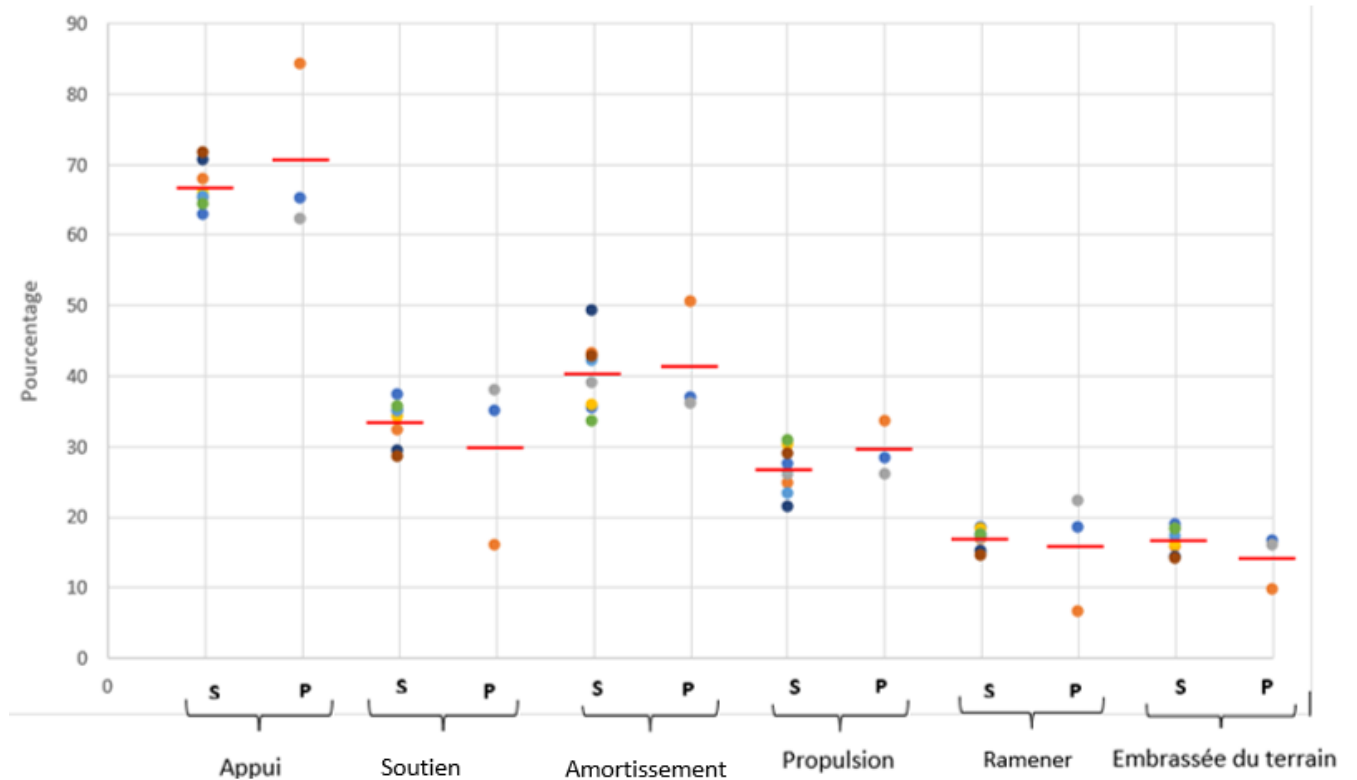


Figure 32 : Graphique en stripchart des paramètres temporels des groupes sains (S) et pathologiques (P) au pas, la barre rouge correspond à la moyenne, LINET Jennifer.

La phase d'appui tendait à être plus longue pour les chiens pathologiques notamment avec une phase de propulsion augmentée. La phase de soutien tendait à être légèrement plus courte pour les chiens pathologiques avec une diminution équitable de la phase de ramener et d'embrassée du terrain.

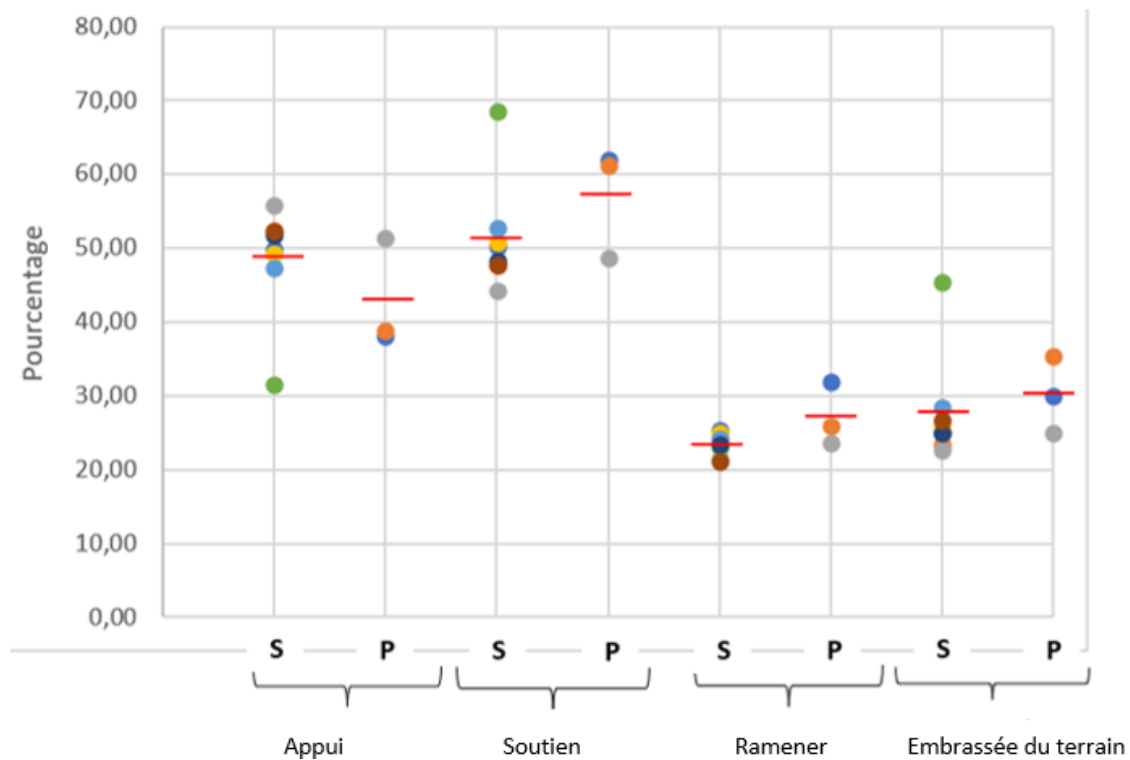


Figure 33 : Graphique en stripchart des paramètres temporels des groupes sains (S) et pathologiques (P) au trot, la barre rouge correspond à la moyenne, LINET Jennifer.

La phase d'appui tendait à être plus courte pour les chiens pathologiques alors que la phase de soutien augmentait, la phase d'embrassée du terrain semblait s'allonger plus que la phase de ramener.

3. Etude par électromyographie de surface

Les graphiques (figure 34 A, B, C et figure 35 A, B, C) suivants permettent de visualiser la distribution ainsi que la moyenne des valeurs d'EMG intégré pour chaque muscle au pas et au trot pour les chiens sains et pathologiques. L'annexe 3 regroupe les valeurs moyennes et les erreurs standards.

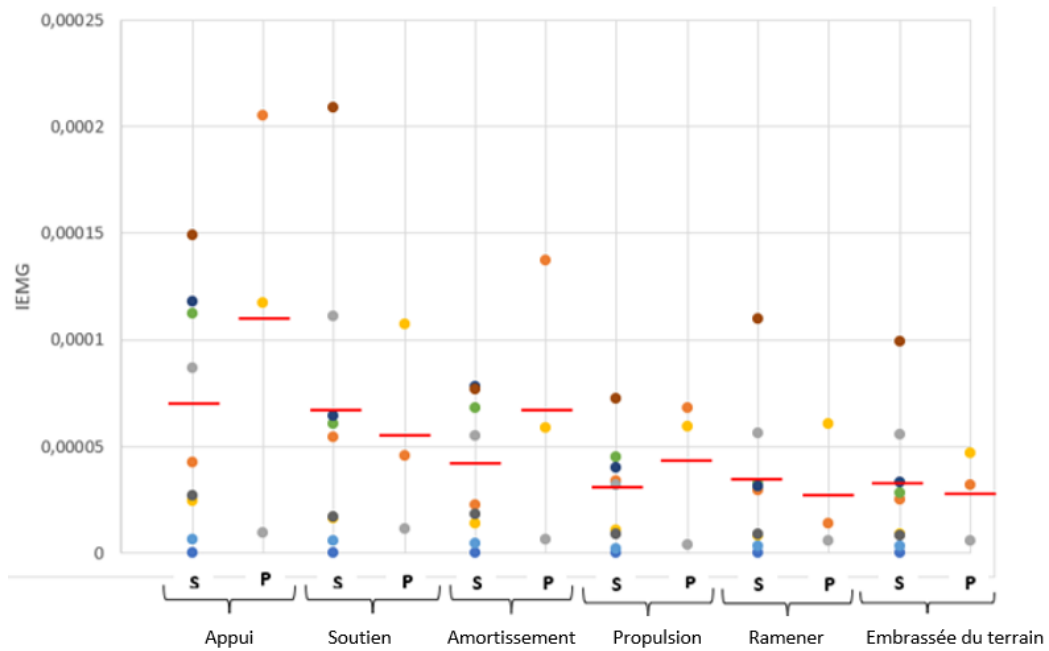


Figure 34A : Graphique en stripchart des valeurs d'EMG intégré du muscle gastrocnémien des groupes sains (S) et pathologiques (P) au pas, la barre rouge correspond à la moyenne, LINET Jennifer.

Par rapport aux chiens sains, le niveau d'activation du muscle gastrocnémien au pas chez les chiens pathologiques était augmenté lors de la phase d'appui, principalement lors de l'amortissement, alors qu'il était moindre lors de la phase de soutien.

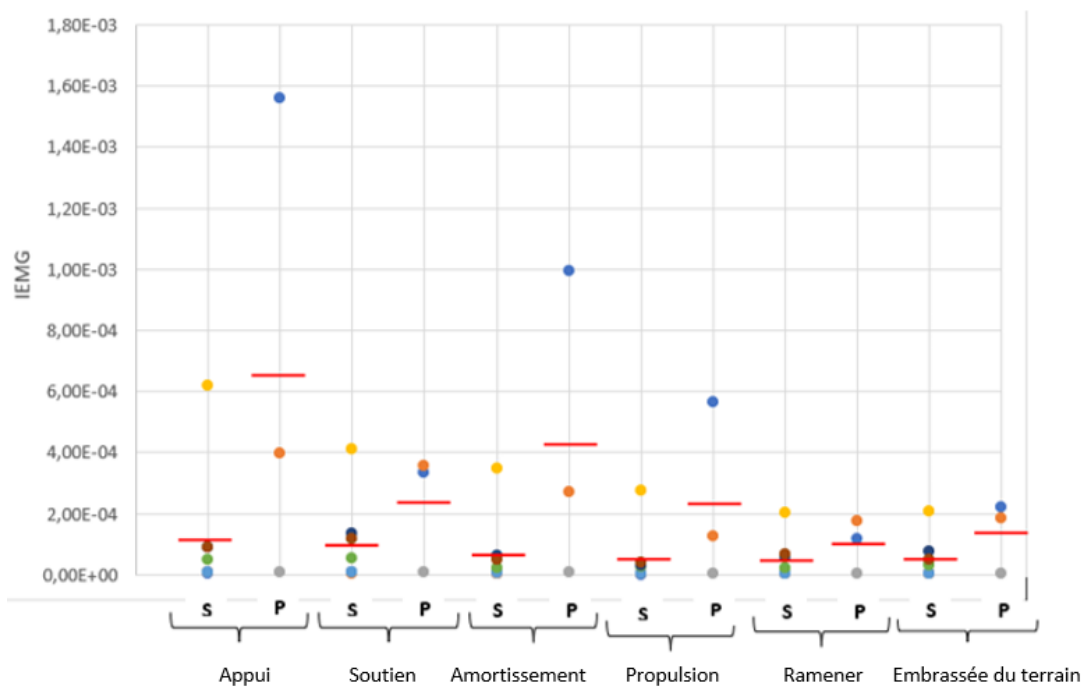


Figure 34B : Graphique en stripchart des valeurs d'EMG intégré du muscle biceps fémoral des groupes sains (S) et pathologiques (P) au pas, la barre rouge correspond à la moyenne, LINET Jennifer.

Le niveau d'activation du muscle biceps fémoral au pas chez les chiens pathologiques était plus important pour toutes les phases que chez les chiens sains avec une augmentation plus marquée lors de la phase d'appui et plus précisément lors de la phase d'amortissement.

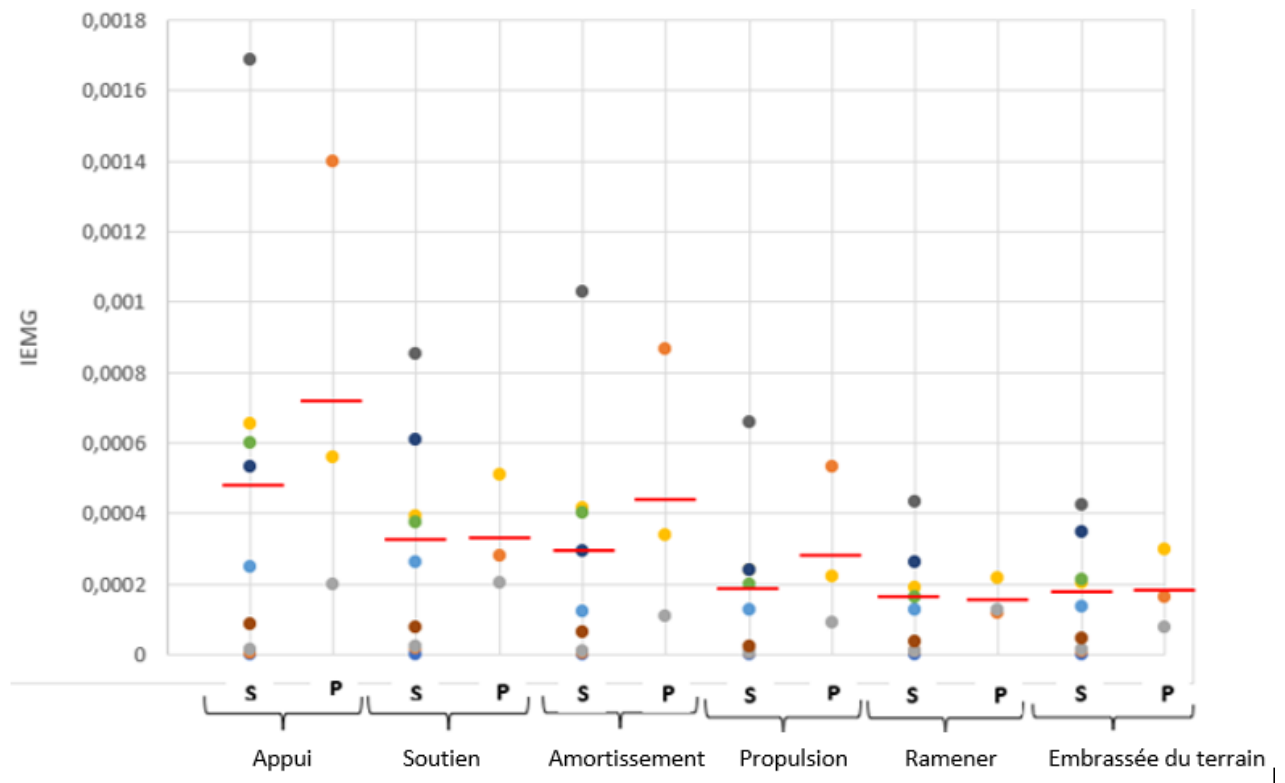


Figure 34C : Graphique en stripchart des valeurs d'EMG intégré du muscle vaste latéral des groupes sains (S) et pathologiques (P) au pas, la barre rouge correspond à la moyenne, LINET Jennifer.

Le niveau d'activation du muscle vaste latéral au pas était augmenté durant la phase d'appui pour les chiens pathologiques et similaire aux chiens sains concernant la phase de soutien.

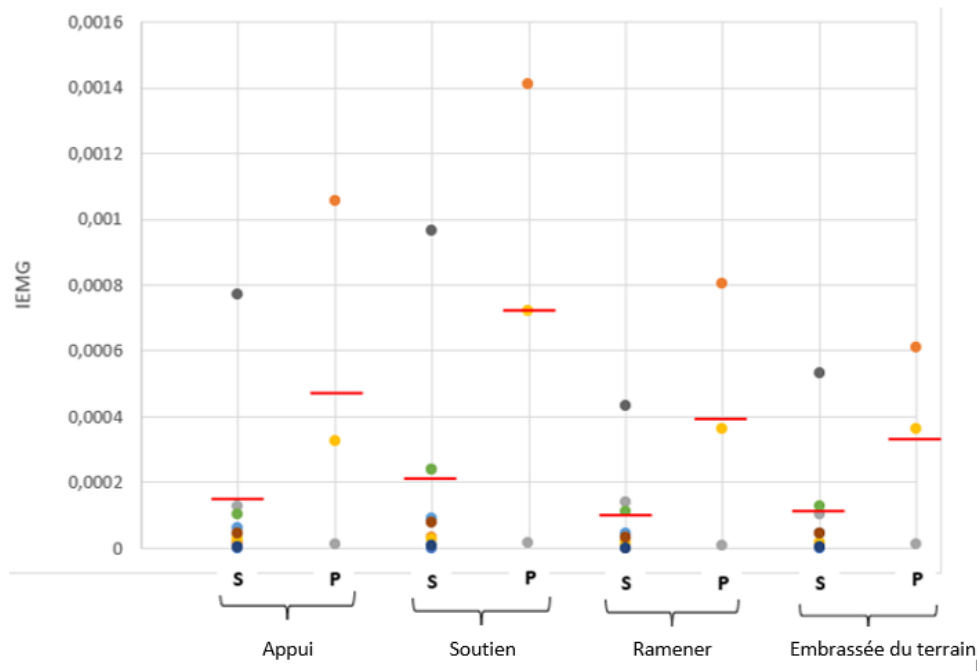


Figure 35A : Graphique en stripchart des valeurs d'EMG intégré du muscle gastrocnémien des groupes sains (S) et pathologiques (P) au trot, la barre rouge correspond à la moyenne, LINET Jennifer.

Le niveau d'activation du muscle gastrocnémien au trot était supérieur pour toutes les phases chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains, avec une augmentation plus importante concernant la phase de soutien.

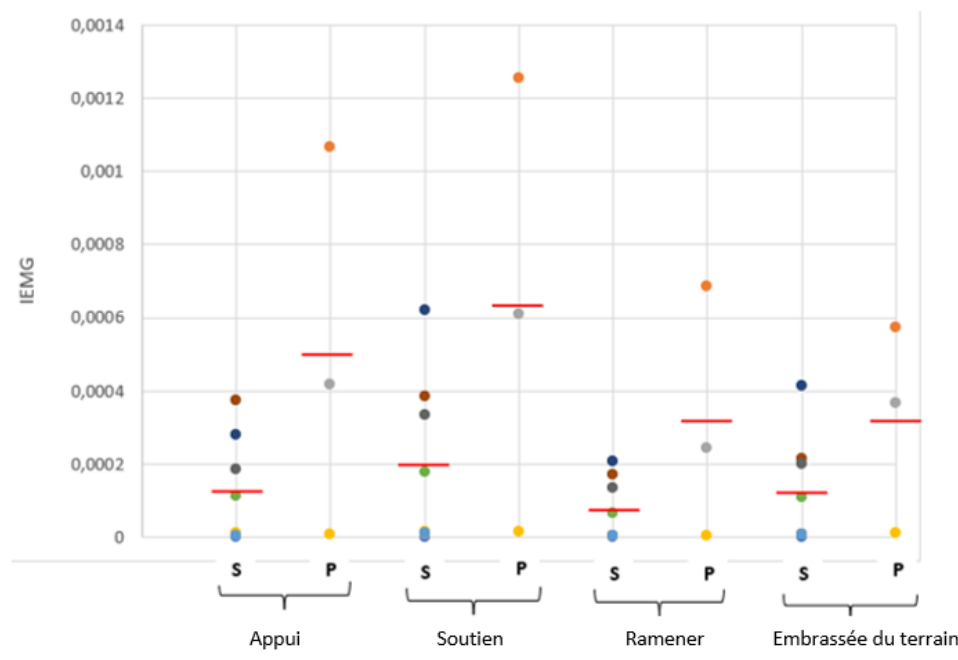


Figure 35B : Graphique en stripchart des valeurs d'EMG intégré du muscle biceps fémoral des groupes sains (S) et pathologiques (P) au trot, la barre rouge correspond à la moyenne, LINET Jennifer.

Le niveau d'activation du muscle biceps fémoral au trot était supérieur pour toutes les phases chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains, avec une augmentation plus importante concernant la phase de soutien.

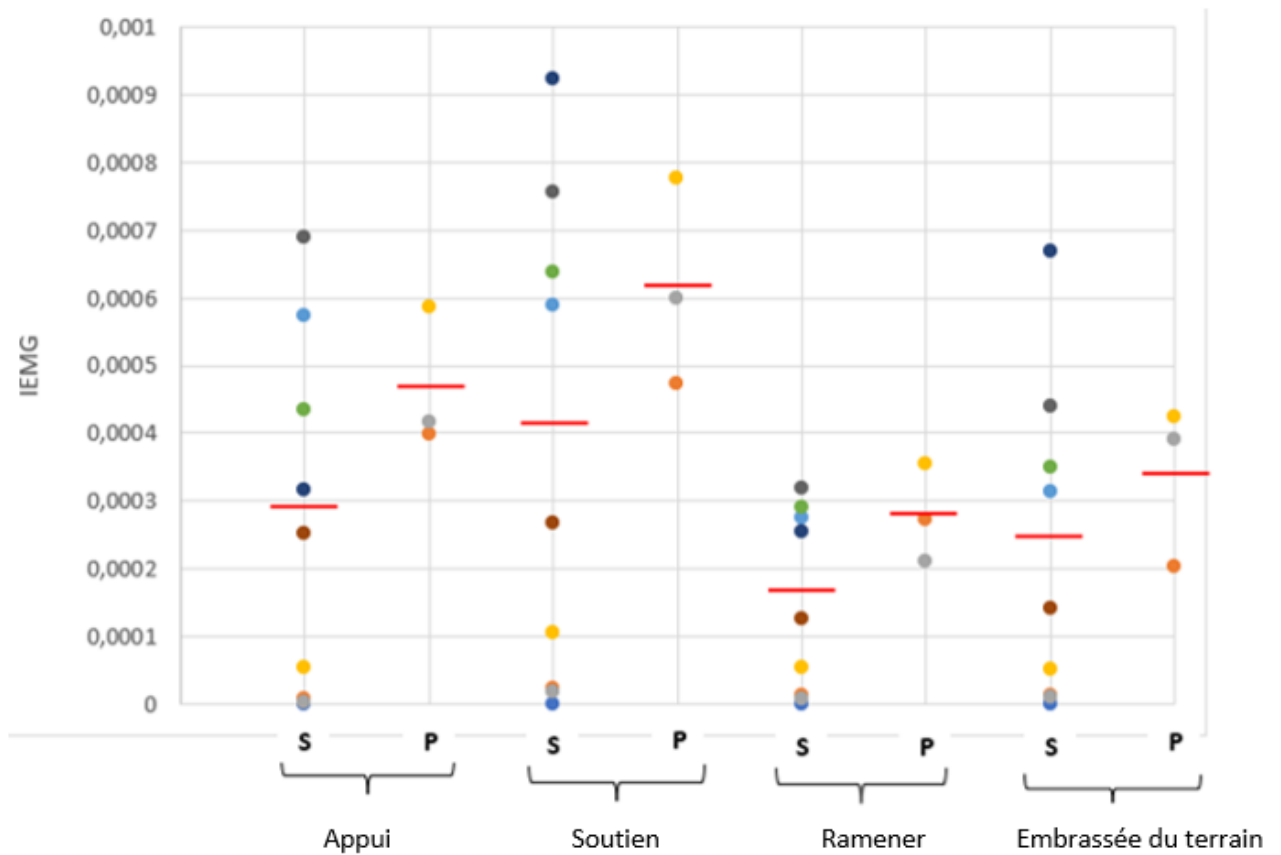


Figure 35C : Graphique en stripchart des valeurs d'EMG intégré du muscle vaste latéral des groupes sains (S) et pathologiques (P) au trot, la barre rouge correspond à la moyenne, LINET Jennifer.

L'activation du muscle vaste latéral au trot était supérieure pour toutes les phases chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains, avec une augmentation plus importante concernant la phase de soutien.

4. Etude des paramètres issus du tapis de pression

Les graphiques suivants (figure 36 A, B et figure 37 A, B) permettent la visualisation de la distribution des indices de symétrie et les valeurs moyennes concernant à la fois le temps d'appui au sol lors d'une foulée et la pression exercée par chaque membre.

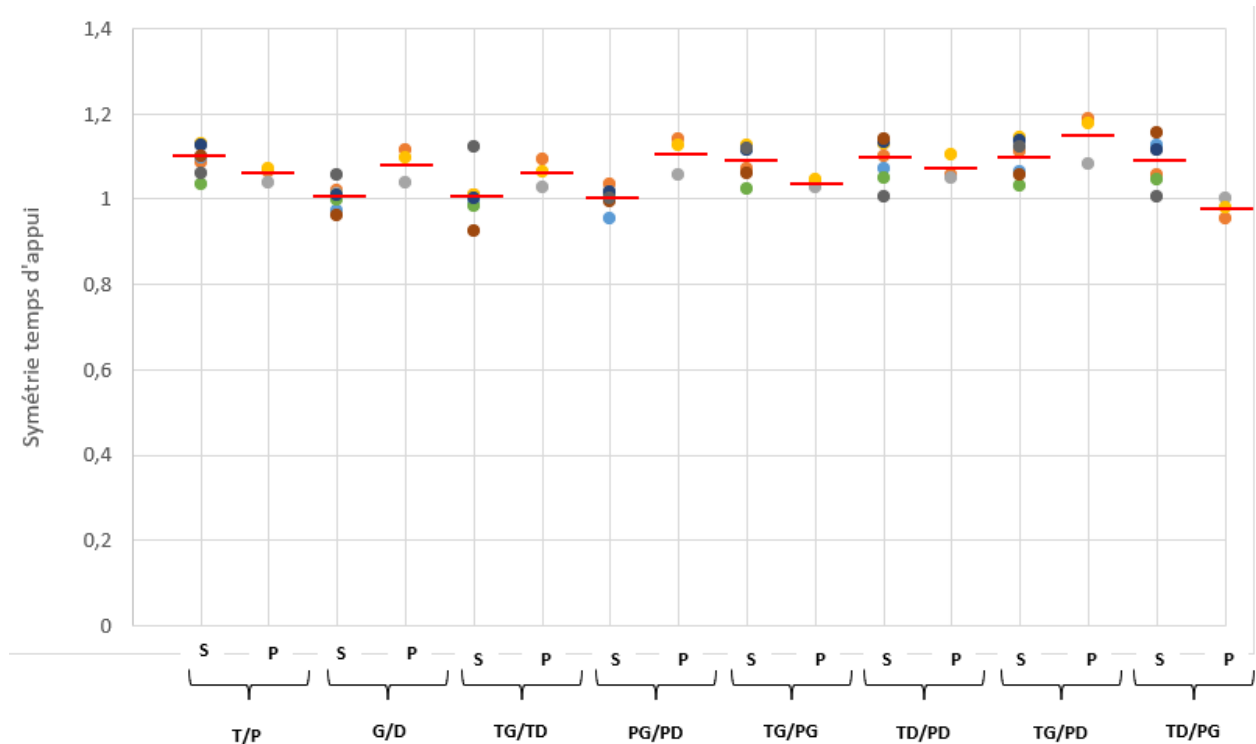


Figure 36A : Graphique en stripchart des indices de symétrie sur le temps d'appui des groupes sains (S) et pathologiques (P) au pas, la barre rouge correspond à la moyenne, T : membre thoracique, P : membre pelvien, G : membre gauche, D : membre droit, LINET Jennifer.

Au pas, concernant la symétrie du temps d'appui au sol, les chiens pathologiques présentaient un rapport global membres thoraciques/membres pelviens (T/P) plus petit que les chiens sains. De même pour les rapports mettant en lien les membres thoraciques et pelviens d'un même côté. A l'inverse, les rapports côté gauche/côté droit (G/D ; TG/TD et PG/PD) étaient augmentés chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains. La diagonale droite (TD/PG) présentait un rapport diminué alors qu'il était augmenté pour la diagonale gauche (TG/PD) chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains.

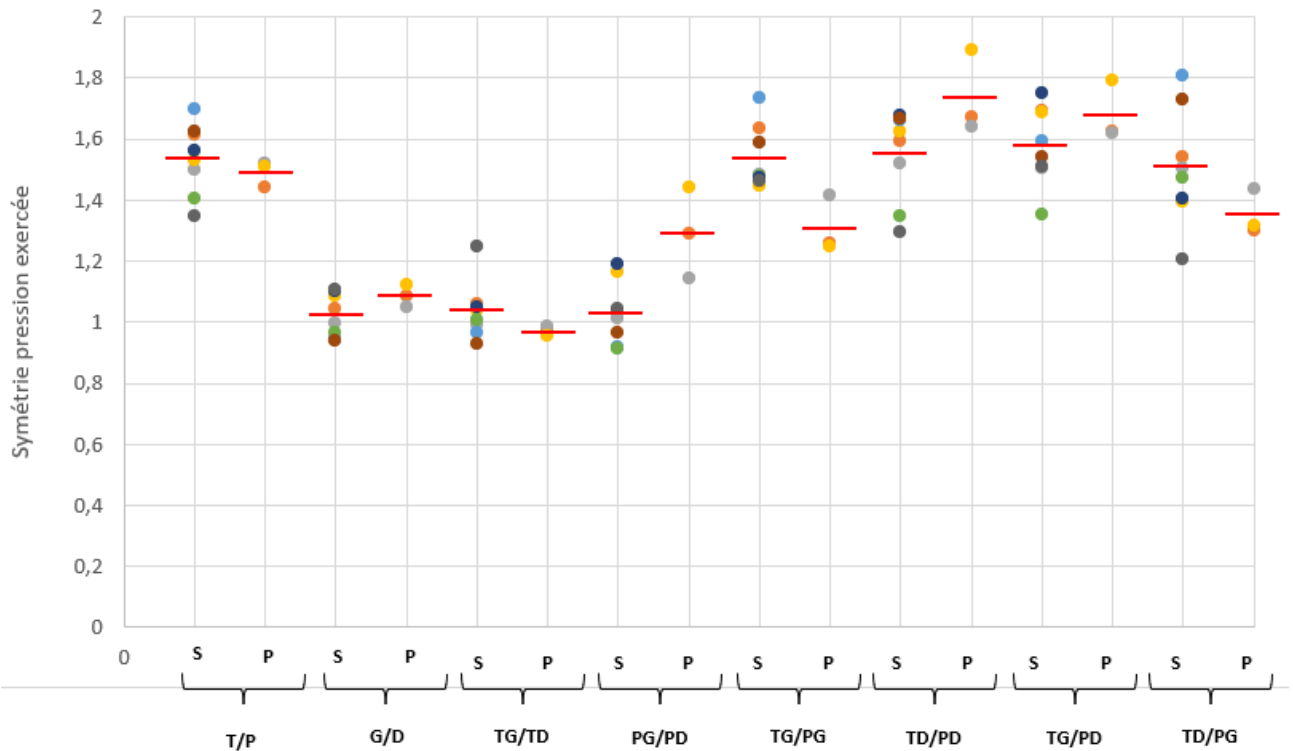


Figure 36B : Graphique en stripchart des indices de symétrie de la pression exercée par les membres en contact avec le sol des groupes sains (S) et pathologiques (P) au pas, la barre rouge correspond à la moyenne, T : membre thoracique, P : membre pelvien, G : membre gauche, D : membre droit, LINET Jennifer.

Au pas, concernant la symétrie de pression exercée, les chiens sains et pathologiques présentaient des valeurs quasiment similaires concernant le rapport global membres thoraciques/membres pelviens (T/P), de même pour le rapport global côté gauche/côté droit (G/D) et le rapport des membres thoraciques (TG/TD). Néanmoins, le rapport concernant les membres pelviens (PG/PD) étaient très augmentés chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains. De plus, les rapports avec le membre pelvien droit (TG/PD et TD/PD) étaient augmentés alors que ceux avec le membre pelvien gauche (TG/PG et TD/PG) étaient diminués.

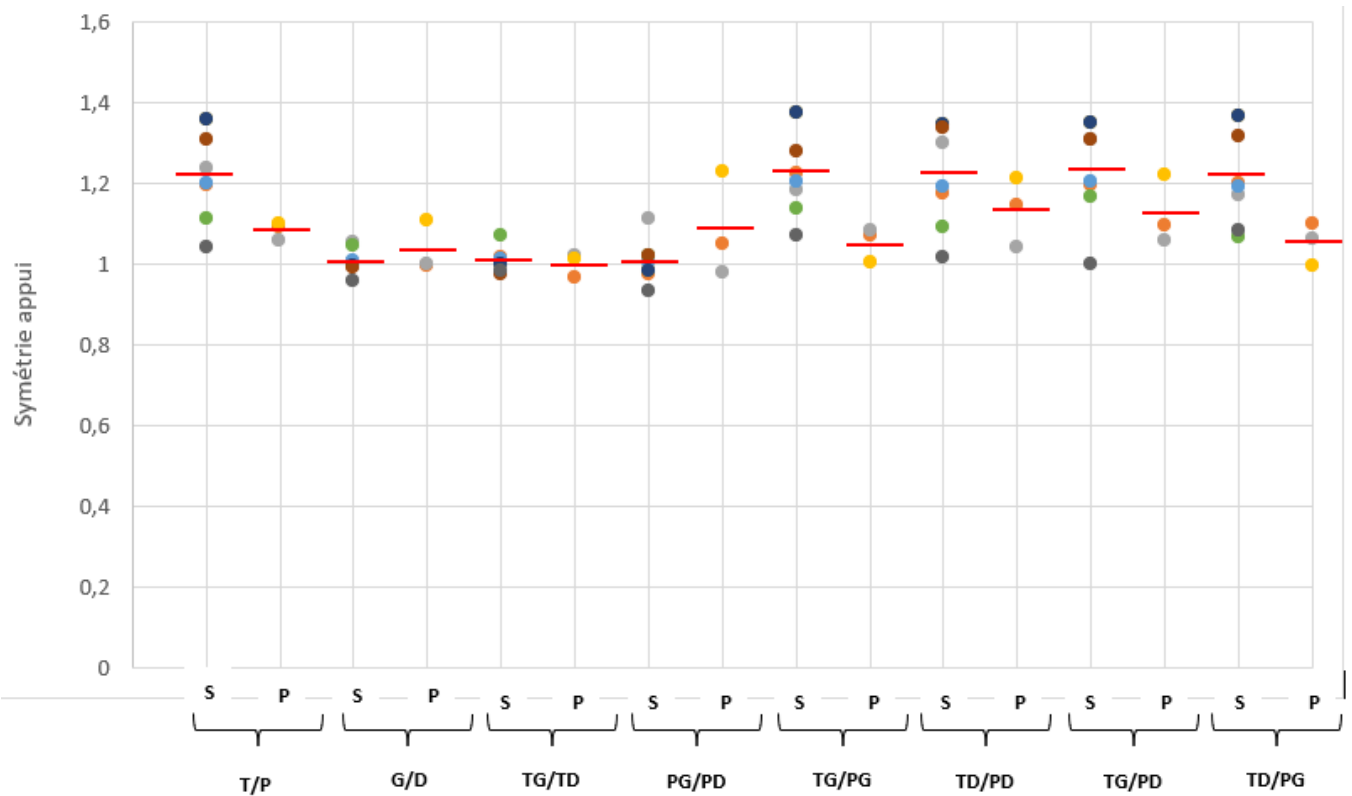


Figure 37A : Graphique en stripchart des indices de symétrie sur le temps d'appui des groupes sains (S) et pathologiques (P) au trot, la barre rouge correspond à la moyenne, T : membre thoracique, P : membre pelvien, G : membre gauche, D : membre droit, LINET Jennifer.

Au trot, concernant la symétrie du temps d'appui au sol, tous les rapports impliquant un membre thoracique et un membre pelvien (T/P, TG/PG, TD/PD, TG/PD et TD/PG) chez les chiens pathologiques étaient plus petits que chez les chiens sains. Le rapport global côté gauche/côté droit (G/D) présentait des valeurs quasiment similaires dans les deux groupes, de même pour le rapport concernant les deux membres thoraciques (TG/TD). A l'inverse, le rapport des membres pelviens (PG/PG) était augmenté chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains.

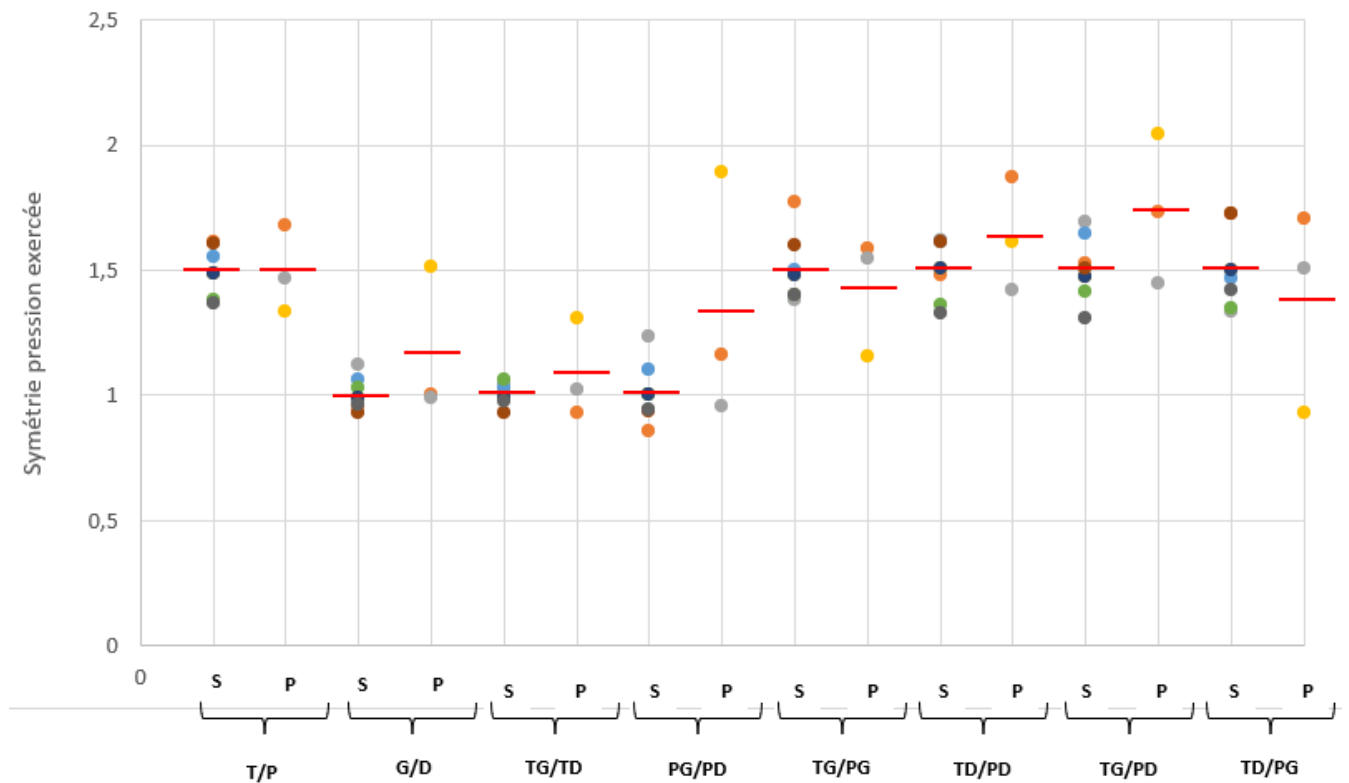


Figure 37B : Graphique en stripchart des indices de symétrie de la pression exercée par les membres en contact avec le sol des groupes sains (S) et pathologiques (P) au pas, la barre rouge correspond à la moyenne, T : membre thoracique, P : membre pelvien, G : membre gauche, D : membre droit, LINET Jennifer.

Au pas, concernant la symétrie de pression exercée, les chiens sains et pathologiques présentaient des valeurs similaires concernant le rapport global membres thoraciques/membres pelviens (T/P). Le rapport global concernant le côté gauche et le côté droit (G/D) était augmenté chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains, de même pour le rapport impliquant les membres thoraciques (TG/TD) et celui des membres pelviens (PG/PD). Enfin, les rapports avec le membre pelvien droit (TG/PD et TD/PD) étaient augmentés alors que ceux avec le membre pelvien gauche (TG/PG et TD/PG) étaient diminués.

III. Discussion

A. Objectif de l'étude et résultat principal

Le premier objectif de cette étude était d'apporter de nouvelles données sur l'analyse de la marche chez le chien sain. Une analyse cinématique à base d'accélérométrie a permis le découpage d'une foulée en plusieurs temps permettant l'analyse des données d'électromyographie de surface. Une analyse cinétique à l'aide d'un tapis de pression a également été effectuée afin de comprendre la répartition de la pression et du temps d'appui entre les quatre membres.

Le second objectif était de reproduire les mêmes analyses chez les chiens présentant une rupture du ligament croisé crânial, troisième affection orthopédique du chien, afin de comprendre l'adaptation de la locomotion et également de la fonction musculaire des muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral à cette pathologie.

Ce travail de thèse a ainsi permis de réaliser une étude descriptive de l'activation des muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral au cours du pas et du trot chez le chien sain et celui présentant une rupture du ligament croisé crânial. Concernant ce dernier, ce travail a également permis de mettre en évidence un temps d'appui raccourci pour les membres sains mais allongé pour le membre atteint, et une pression exercée plus importante pour les membres sains et diminué pour le membre atteint.

B. Discussion sur les chiens inclus dans l'étude

Les deux groupes sont homogènes concernant le poids et l'âge des chiens ainsi ces paramètres n'ont pas influencé les résultats obtenus. Néanmoins, les effectifs sont inégaux. Le faible nombre de chiens pathologiques rend plus compliqué l'interprétation des résultats. Cela s'explique par la difficulté à trouver des chiens présentant une rupture unilatérale du ligament croisé puisque 40 à 60% des animaux présentent une rupture bilatérale [51].

Ainsi, l'interprétation des résultats a été faite en ayant à l'esprit le faible effectif des chiens étudiés. Nous sommes conscients que nous ne pourrions constater que des tendances et ainsi obtenir qu'une conclusion incomplète. Cette limite fut connue dès le départ mais acceptée pour un travail de thèse vétérinaire, se rapprochant ainsi d'une étude pilote.

A cela s'ajoute des variables telles que les races, la durée de la rupture du ligament croisé crânial et d'arthrite préexistante qui sont difficiles à homogénéiser au sein d'un groupe.

C. Discussions sur les muscles choisis pour l'étude

Les muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral ont été choisis pour l'étude par électromyographie de surface. Ils ont l'avantage d'être facilement accessibles car ils ont une grande surface et qu'ils appartiennent au plan musculaire superficiel. Ce choix permet d'analyser un couple musculaire agoniste/antagoniste avec les muscles biceps fémoral et vaste latéral [12][15][22]. Il permet également d'évaluer un muscle agoniste du ligament croisé crânial avec le muscle biceps fémoral et d'autres antagonistes de ce ligament avec les muscles vaste latéral et gastrocnémien [12][15][22].

D. Discussion des résultats

1. Paramètres temporels

Chez les chiens sains, au pas, la phase d'appui dure en moyenne 60% du temps d'une foulée contre 40% pour la phase de soutien [11][52][53]. Au trot, la phase d'appui se réduit alors que la phase de soutien s'allonge avec une durée qui représente respectivement en moyenne 45% et 55% du temps d'une foulée. [11][53]. C'est particulièrement la phase d'embranchée du terrain qui s'allonge [5][9]. Nos chiens sains présentaient des temps similaires.

Lorsqu'un chien souffre d'une rupture du ligament croisé crânial, ce temps de phase d'appui diminue pour le membre atteint [54][55]. En effet, la réaction du sol favorise la poussée tibiale crâniale qui elle-même favorise l'arthrose et donc la douleur lors de la locomotion, elle serait donc limitée en réduisant le temps d'appui du membre. Au pas, nos chiens pathologiques se positionnent en opposition avec cette observation présentant un temps de phase d'appui similaire voire légèrement augmenté par rapport aux chiens sains. Une hypothèse à cette différence serait la présence d'un individu avec des valeurs extrême (individu représenté par le point orange dans la population des chiens pathologiques sur la figure 32). Au trot, notre population de chiens pathologiques présente des valeurs qui vont dans le sens de la littérature. Ainsi, la rupture du ligament croisé crânial contraindrait à la diminution du temps de contact avec le sol du membre lésé. Ceci serait à l'origine de la boiterie observée.

2. Paramètres d'électromyographie de surface

a. Phase d'appui

Durant la phase d'amortissement, l'articulation du grasset s'affaisse sous le poids du corps [27]. Ainsi, ce mouvement est marqué principalement par la stabilisation du grasset permise par la contraction des trois muscles étudiés luttant contre la pesanteur. Cette contraction se traduirait par la croissance du niveau d'activation observée pour les trois muscles au pas et uniquement pour les muscles biceps fémoral et vaste latéral au trot avec des valeurs d'IEMG similaires au pas. En effet, au trot, le niveau d'activation du muscle gastrocnémien diminuait ce qui est en contradiction avec son rôle majeur de stabilisateur du grasset. Néanmoins, le niveau d'activation au trot était trois fois supérieur au pas. Une hypothèse serait que le muscle serait plus activé donc que la contraction initiale serait plus importante et suffisante pour stabiliser le grasset sans nécessité d'accroître le niveau d'activation au cours du mouvement. De plus, une extension de la hanche engendrée, entre autres, par la contraction du muscle biceps fémoral est également observée lors de cette phase [12][15][22]. Ceci expliquerait aussi le niveau d'activation croissant du muscle biceps fémoral. Tout ceci est en adéquation (hormis pour le résultat du muscle gastrocnémien au trot) avec les résultats trouvés dans la littérature [12][35][52][56][57][58][59].

Le moment du soutènement coïncide avec une stabilisation du grasset qui est à son maximum. Elle est permise par la contraction du muscle gastrocnémien, acteur principal de la stabilité articulaire du grasset [12][15][22]. Ceci expliquerait, qu'au pas, le niveau d'activation de ce muscle était au maximum de la phase d'appui.

Contrairement aux mouvements précédents, la phase de propulsion est principalement un mouvement passif avec la libération de l'énergie élastique stockée lors de la phase d'amortissement [12][15][22]. Ceci expliquerait les moments de diminution du niveau d'activation observée lors de cette phase pour les trois muscles étudiés aux deux allures. Néanmoins, les niveaux d'activation ne présentaient pas uniquement une diminution. Ainsi, une extension de la hanche est également réalisée lors de ce mouvement via la contraction du muscle biceps fémoral [12][15][22]. Cette contraction serait à l'origine de l'augmentation du niveau d'activation du muscle biceps fémoral observée au début de la phase au pas et au trot avant sa diminution. De plus, le grasset est quant à lui étendu par la contraction du muscle vaste latéral [12][15][22]. Cette contraction expliquerait l'augmentation du niveau d'activation observée au pas et au trot. Au pas, l'augmentation ne dure qu'une partie de la phase de propulsion contre toute la durée de la phase au trot, ainsi, l'extension du grasset durerait plus longtemps ou serait de plus grande amplitude au trot qu'au pas. Enfin, une extension du tarse permise par la contraction du muscle gastrocnémien est également observée lors

de cette phase [12][15][22]. Néanmoins, l'extension du tarse nécessiterait une contraction moins importante que la stabilisation du grasset lors de la phase précédente. Ceci expliquerait que le niveau d'activation du muscle gastrocnémien soit en diminution au pas et au trot. Les données de la littérature vont également dans ce sens [35][52].

Au pas, les chiens sains et pathologiques présentaient des courbes similaires hormis pour le moment de soutènement du muscle biceps fémoral. En effet, bien que l'allure globale de la courbe ne fût pas modifiée, une pente descendante était observée chez les chiens sains alors qu'un maximum était identifié chez les chiens pathologiques. De plus, lors de la phase d'appui, pour les trois muscles et les deux allures, le niveau d'activation était plus important pour les chiens pathologiques que pour les chiens sains. Également pour les chiens pathologiques, les trois muscles étudiés étaient plus activés durant la phase d'amortissement que durant celle de propulsion. Ceci s'expliquerait par une co-activation musculaire pour contre-carrer l'instabilité articulaire du grasset liée à la perte de fonction du ligament croisé crânial [57]. En effet, la perte de fonctionnalité de ce ligament accroît la poussée tibiale qui est maximale lors de la phase d'amortissement à cause du poids du corps et de la réaction du sol [60]. De plus, les chiens pathologiques présentent un membre plus fléchi pour réduire la charge externe du membre permettant de stabiliser le grasset et de limiter la translation crânienne du tibia [60][61]. Une contraction plus importante du muscle biceps fémoral pourrait permettre une flexion accrue du grasset et limiter la poussée tibiale puisqu'il est agoniste du ligament croisé crâniale. De même, une contraction accrue des muscles gastrocnémien et vaste latéral permettait d'augmenter la stabilité articulaire du grasset en amortissant le mouvement et en luttant contre la pesanteur et la réaction du sol. De surcroît, la contraction plus importante du muscle gastrocnémien permettait également d'augmenter la flexion du grasset. Cependant, par le rôle antagoniste aux ligament croisé crânial des muscles vaste latéral et gastrocnémien, cette contraction pourrait aussi augmenter l'avancée crâniale du tibia à l'origine d'arthrose, de douleur et de boiterie. Deux études sont en harmonie avec ces résultats [28][57].

b. Phase de soutien

Durant la phase de ramener, le grasset se fléchit par la contraction concentrique des muscles biceps fémoral et gastrocnémien et sous le contrôle du muscle vaste latéral via son rôle antagoniste [12][15][22]. Cette contraction se traduirait sur les courbes enregistrées au pas par un niveau d'activation croissant pour les trois muscles. Au trot, le niveau d'activation des muscles biceps fémoral et gastrocnémien présentait la même augmentation alors que pour le muscle vaste latéral, il diminuait avant d'augmenter. Ceci s'expliquerait par une contraction plus tardive au sein de la phase

du trot par rapport au pas. Les données au sein de la littérature sont cohérentes avec ces résultats [52][56][57].

De plus, au moment de la suspension, le grasset est fléchi à son maximum par une contraction importante des muscles biceps fémoral et gastrocnémien [12][15][22]. Ceci est cohérent avec l'observation du niveau d'activation maximal de ces deux muscles lors de la suspension au pas comme au trot.

Enfin, lors de la phase d'embranchée du terrain, le grasset est étendu par la contraction du muscle vaste latéral et sous le contrôle du muscle biceps fémoral comme antagoniste au muscle précédent. Ainsi, au pas comme au trot, le niveau d'activation des muscles biceps fémoral et vaste latéral diminuait sans devenir nul puisque ces muscles seraient toujours en action mais avec une contraction moins importante que lors de la suspension. Le muscle gastrocnémien est quant à lui complètement relâché pendant cette phase hormis en fin de mouvement où sa contraction va permettre une extension du tarse [12][15][22]. Ainsi, son niveau d'activation diminuait jusqu'à zéro au pas alors qu'il présentait une diminution puis une augmentation en fin de phase au trot. La différence résiderait dans l'extension du tarse qui serait plus rapide et plus accentuée lors du trot par rapport au pas. La variation du niveau d'activation serait tellement basse au pas qu'elle ne serait pas détectée. Des données similaires ont été trouvées dans d'autres études [52][57][60][58].

De même que pour la phase d'appui, les chiens pathologiques et sains présentaient des allures de courbes similaires. Au pas, le niveau d'activation était aussi plus important pour le muscle biceps fémoral, équivalent pour le muscle vaste latéral et moindre pour le muscle gastrocnémien chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains. En effet, le membre n'étant plus en contact avec le sol, la réaction du sol et la pesanteur n'interviennent plus et la stabilité du grasset est moins affectée par la perte du ligament croisé crânial [28]. Ainsi, la contraction du muscle biceps fémoral, agoniste du ligament, permettrait à lui-seul de contrecarrer la perte de fonctionnalité du ligament croisé crânial. Les muscles vaste latéral et gastrocnémien ne présenteraient pas de sollicitations plus importantes pour ne pas accroître la poussée tibiale, du fait de leur rôle antagoniste du ligament croisé crânial.

En revanche, au trot, le niveau d'activation était augmenté pour les trois muscles chez les chiens pathologiques par rapport aux chiens sains. Au trot, seuls deux membres d'une même diagonale sont en contact avec le sol, ainsi le poids n'est réparti que sur deux membres contre trois au pas [6][10]. De plus, le trot étant une allure plus rapide que le pas, l'impact au sol est plus violent. Ainsi, l'amortissement nécessiterait une contraction accrue des muscles pour assurer la stabilité articulaire. De surcroît, du fait de la vitesse augmentée et donc d'un temps de foulée diminué, la durée de la

phase de soutien ne permettrait pas un retour à un niveau normal de contraction musculaire des muscles vaste latéral et gastrocnémien comme c'est le cas au pas.

Ainsi, la rupture du ligament croisé crânial contraindrait à l'augmentation de l'activation des muscles de grasset pour assurer la stabilité articulaire du grasset compromise par la perte d'intégrité du ligament. Néanmoins, ceci pourrait également modifier la biomécanique du grasset favorisant le développement de l'arthrose et donc de la douleur subite par le chien.

3. Paramètres liés au tapis de pression

Au pas, les rapports de temps d'appui au sol impliquant le membre pelvien droit (PG/PD et TG/PD) étaient plus importants chez les chiens pathologiques, probablement dû à une diminution du temps de pose du pied au sol par le membre postérieur droit qui était le membre lésé. En effet, la réaction du sol favorise la poussée tibiale crâniale qui elle-même favorise l'arthrose et la douleur lors de la locomotion, elle serait donc limitée en réduisant le temps d'appui du membre atteint. Ainsi, le membre atteint d'une rupture du ligament croisé présente un temps d'appui au sol diminué par rapport à un membre sain [61][62][67]. Au trot, tous les rapports impliquant un membre thoracique et un membre pelvien étaient diminués (TG/PG, TD/PD, TG/PD et TD/PG) chez les chiens pathologiques. Ainsi, les quatre membres tendraient à être en contact avec le sol de manière presque égale. Pour rappel, le trot consiste en la pose et le relevé successif de la diagonale droite (membres thoracique droit et pelvien gauche) et de la diagonale gauche (membres thoracique gauche et pelvien droit) [6]. Ainsi, si le temps d'appui du membre pelvien droit est diminué, il le serait également pour le membre thoracique gauche avec qu'il travaille conjointement. L'autre diagonale s'alignerait alors sur le temps d'appui.

Au pas comme au trot et dans les deux groupes, le rapport global de la pression exercée par les membres thoraciques et pelviens (T/P) était supérieur à 1, ainsi les membres thoraciques exercent une pression plus importante que les membres pelviens. Ceci s'explique par le fait que 60% du poids du corps est soutenu par les membres thoraciques [11][41][62].

De plus, les rapports de pression exercée impliquant le membre pelvien droit (TD/PD et TG/PD) étaient augmentés chez les chiens pathologiques alors qu'ils étaient diminués pour ceux du membre pelvien gauche (TD/PG et TG/PG) probablement dû à une diminution de la pression exercée par le membre pelvien droit, membre lésé et une augmentation de celle exercée par le membre pelvien gauche. Ainsi, le chien présentant une rupture du ligament croisé crânial limiterait le poids sur son membre atteint limitant ainsi la poussée tibiale et la douleur associée et reporterait son poids sur le

membre pelvien controlatéral [62]. Au trot, en plus des remarques précédentes, le rapport global impliquant le côté gauche et le côté droit (G/D) et celui impliquant les deux membres thoraciques (TG/TD) étaient plus importants chez les chiens pathologiques. Ceci serait probablement dû à une pression exercée plus importante par le membre thoracique gauche et donc à un report de poids plus accentué sur ce membre. Ainsi, lors de la pose de la diagonale gauche, le poids serait majoritairement reporté sur le membre thoracique afin de limiter la poussée tibiale et donc la douleur du membre atteint. De part cette limitation de poids sur le membre pelvien atteint, moins d'énergie élastique serait emmagasinée par les muscles lors de la phase d'amortissement ayant pour conséquence une propulsion moins efficace. Ainsi, lors de la pose de la diagonale droite, une pression serait exercée de manière accrue sur le membre pelvien gauche afin d'accroître la propulsion et l'efficacité de la foulée. Ces résultats sont également observés dans la littérature [63]

Ainsi, la rupture du ligament croisé crânial conduirait à la réduction du temps d'appui et à la pression exercée sur le membre atteint afin de limiter la poussée tibiale, ce qui serait à l'origine de la boiterie observée.

E. Limites

Actuellement, l'utilisation de l'électromyographie de surface est encore un dispositif d'essai qui n'est que rarement utilisé en expérimentation vétérinaire. De ce fait, les modalités de traitement du signal ne sont pas encore définies ni validées. De plus, les électrodes utilisées sont issues d'un laboratoire qui réalise des études en médecine humaine, elles ne sont donc pas adaptées spécifiquement à la médecine vétérinaire. Malgré une préparation minutieuse de la peau et une fixation à l'aide d'une bande adhésive, les électrodes pouvaient bouger au cours de l'expérimentation avec les mouvements du chien, ce qui pouvait influencer grandement le signal enregistré.

De plus, La particularité de l'électromyographie de surface est la présence d'un bruitage des muscles voisins, c'est la réaction croisée. Les électrodes enregistrent le signal électrique des muscles voisins ainsi que des muscles non actifs. Ainsi, le signal électromyographique représente une sommation de signaux du muscle ciblé et des muscles voisins pouvant compliquer l'interprétation.

Le choix de faire marcher et trotter les chiens sans vitesse imposée s'explique par le fait que le tapis de pression ne peut être inclus sur un tapis roulant, que la vitesse dépend de la taille du chien et qu'elle est modifiée en cas de pathologie locomotrice. Ainsi, les chiens ne présentaient pas tous la même vitesse de locomotion et ce paramètre n'a pas été pris en compte.

Enfin, les faibles effectifs des groups, les variables cliniques (chronicité de la rupture, présence d'arthrite...) ainsi que la distribution large des variables ont compliqué l'interprétation des résultats.

Conclusion

Ce travail avait pour objectif d'étoffer la bibliographie avec de nouvelles données concernant l'analyse de la locomotion à travers trois outils récents (l'accélérométrie, l'électromyographie de surface et la tapis de pression) chez le chien sain et présentant une rupture du ligament croisé crânial. Il a permis également de comprendre les modifications de la démarche et l'adaptation musculaire à cette pathologie, troisième affection orthopédique chez le chien.

Chez le chien sain, cette étude a permis une première approche de l'électromyographie de surface afin de mettre en place un protocole pour les prochaines études sur ce sujet en nous familiarisant avec le fonctionnement et les limites du matériel. Nous avons également élaboré un logiciel permettant le découpage de l'électromyographie de surface selon les phases d'une foulée à l'aide de l'accélérométrie. Ceci a permis de réaliser une analyse cinématique et de comprendre l'activation musculaire des muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral à chaque moment de la foulée. Enfin, l'analyse cinétique a mis en évidence une pression plus élevée ainsi qu'un temps d'appui plus important des membres thoraciques par rapport aux membres pelviens.

Chez le chien présentant une rupture unilatérale du ligament croisé crânial, l'analyse cinématique a suggéré que le temps d'appui au trot semblait diminuer. De plus, la rupture de ce ligament semblait conduire à une augmentation de l'activation des muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral qui étaient plus actifs lors de la phase d'appui au pas et lors de toute la foulée au trot. Ceci s'expliquerait par une co-activation musculaire afin de contrecarrer la perte du ligament croisé crânial et l'instabilité induite par cette dernière. Enfin, le membre atteint présentait un temps d'appui au sol plus court et supportait un poids moindre qui semblait être reporté sur le membre controlatéral. Au trot, le temps d'appui semblait diminué pour les quatre membres et la pression exercée est inférieure pour le membre atteint et supérieure pour le membre thoracique ipsilatéral et le membre pelvien controlatéral.

Pour la suite, il serait intéressant de poursuivre la collecte de données afin d'infirmier ou de consolider les tendances observées lors de ce travail de thèse. De plus, il serait intéressant de réaliser ce même travail mais durant la période post-opératoire. En effet, une meilleure compréhension des adaptations musculaire et de la locomotion aux pathologiques locomotrices permettraient d'améliorer et d'adapter les traitements et les exercices de physiothérapie.

Bibliographie

- [1] CUQ ML & al. (2007). Le petit Larousse illustré. Paris : Larousse, 1811 p.
- [2] LEACH D., SUMNER-SMITH G., DAGG AI. (1977). Diagnosis of lameness in dogs: a preliminary study. *The canadian veterinary journal*, 18(1), pp.58-63.
- [3] COLBORNE G., GOOD L., COZENS L., KIRK L. (2011). Symmetry of hind limb mechanics in orthopedically normal trotting Labrador Retrievers. *American journal of veterinary research*, 72(3), pp.336-344.
- [4] FISCHER M, LILJE K. (2016). *Dogs in Motion*. The Pet Book Publishing Company Ltd, 208 p.
- [5] BRULE M. (2014). *Intérêts et limites de l'utilisation d'une plaque de pression (Footworkpro®) pour l'analyse de la marche chez le chien*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 119 p.
- [6] NUNAMAKER DM, BLAUNER PD. Normal and abnormal gait. In : NEWTON CD, NUNAMAKER DM. (1985). *Textbook of small animal orthopaedics*. Philadelphia : JB Lippincott Co, pp. 1083-1095.
- [7] GOBEROT A. (2019). *Elaboration et critique d'un protocole de validation du tapis de marche tekscan® walkay HRV5 en vue d'évaluer la répétabilité des données fournies*. Thèse de doctorat vétérinaire, Faculté de médecine, Créteil, 64 p.
- [8] ZINK.C, CARR.BJ. Locomotion and athletic performance. In : ZINK C, VAN DYKE JB. (2018). *Canine sports medicine and rehabilitation. Second edition*. Ames : Wiley-blackwell, pp.23-42.
- [9] COLIN A. (2006). *Utilisation de la goniométrie et de l'électrogoniométrie chez le chien*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Claude Bernard, Lyon, 132 p.
- [10] PILLARD P. (2012). *Contribution à l'analyse de la marche par accélérométrie tridimensionnelle chez le chien*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 180 p.
- [11] KANO WT, RAHAL SC, AGOSTINHO FS, MESQUITA LR, SANTOS RR, MONTEIRO FO, CASTILHO MS, MELCHERT A. (2016). Kinetic and temporospatial gait parameters in a heterogeneous group of dogs. *BMC veterinary research*, 12(1), pp.2.
- [12] GOSLOW GE, SEEHERMAN HJ, TAYLOR CR, McCUTCHIN MN, HEGLUND NC. (1981). Electrical activity and relative length changes of dog limb muscles as a function of speed and gait. *The journal of experimental biology*, 94, pp.15-42.

- [13] GILLETTE.R et ANGLE.T. Canine Locomotion Analysis. In : MILLIS D, LEVINE D. (2014). *Canine rehabilitation and physical therapy : second edition*. Edinburg : Saunders Elsevier, pp.201-210.
- [14] GIBERT S. (2009). *Les affections orthopédiques chez le chien : corrélation entre les résultats de l'examen clinique et ceux de l'analyse spatio-temporelle à l'aide d'un système Gaitrite®*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 121 p.
- [15] BARONE R. (1980). *Anatomie comparée des mammifères domestiques, Tome II, Arthrologie et myologie*. Paris : Vigot. 984 p.
- [16] RIGOT F. (1841). *Traité complet de l'anatomie des animaux domestiques. Première partie. Ostéologie ou description des os*. Paris : Béchet jeune et Labé. 316 p.
- [17] KIM SE, POZZI A, KOWALESKI MP, LEWIS DD. (2008). Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Veterinary surgery*, 37(2), pp.111-125.
- [18] SAWAYA S. (1996). *Contribution à l'étude de la biomécanique du genou du chien : sollicitations des structures articulaires du genou avant, et après section du ligament croisé crânial chez le chien à l'appui*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 527 p.
- [19] THIEBAUT M. (2018). *Développement d'une modélisation 3D destinée à la compréhension de la stabilité du grasset du chien*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 102 p.
- [20] KÖNIG HE, LIEBICH HG. (2020). *Veterinary anatomy of domestic animals. Textbook and colour atlas. 7th edition*. Stuttgart : Thieme, 858 p.
- [21] CONSTANTINESCU GM. (2005). *Guide pratique d'anatomie du chien et du chat*. Paris : Méd'com, 380 p.
- [22] GERARD I. (2003). *Approche biomécanique de la rupture de ligament croisé crânial et de son traitement chez le chien*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 148 p.
- [23] GILLES F. (2002). *Contribution à l'étude de la rupture du ligament croisé crânial par une approche biomécanique de l'articulation du grasset chez le chien*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 106 p.
- [24] THIBAUT M. (2018). *Développement d'une modélisation 3D destinée à la compréhension de la stabilité du grasset du chien*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 102 p.

- [25] KUMAR MSA. (2015). *Clinically oriented anatomy of the dog and cat, second edition*. New York : Linus learning, 1380 p.
- [26] SAWAYA S. (1995). Biomécanique du genou chez le chien : étude morpho-architecturale de l'extrémité articulaire proximale du tibia. Déduction quant à l'aspect des sollicitations mécaniques sur le genou sain et le genou instable. *Revue médicale vétérinaire*, 146(7), pp.467-480.
- [27] SLOCUM B. 1993. Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Repair of Cranial Cruciate Ligament Rupture in the Canine. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 23(4), pp. 777-795.
- [28] SLOCUM B, DEVINE T. 1983. Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 183(4), pp. 456-459.
- [29] HENDERSON RA, MILTON JL. 1978. The tibial compression mechanism: a diagnostic aid in stifle injuries. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 14, pp. 474-479.
- [30] CABON Q. (2011). *Physiopathologie de la maladie du ligament croisé crânial chez le chien : actualisation des connaissances et contribution expérimentale*. Thèse de doctorat vétérinaire, Université de Claude Bernard, Lyon, 138 p.
- [31] VASSEUR PB. (1984). Clinical results following nonoperative management for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *Vet Surg*, 13, pp.243-246.
- [32] POUSSET L. (2014). *Faisabilité de méthodes d'évaluation de la stabilité en tant que composante de la fragilité chez le chien âgé*. Thèse de doctorat vétérinaire, Faculté de médecine, Créteil, 125 p.
- [33] GILLETTE RL, ANGLE TC. (2008). Recent developments in canine locomotor analysis : A review. *Veterinary journal*, 178(2), pp.165-176.
- [34] LIGHT VA, STEISS JE, MONTGOMERY RD, RUMPH PF, WRIGHT JC. (2010). Temporal-spatial gait analysis by use of a portable walkway system in healthy Labrador Retrievers at a walk. *American journal of veterinary research*, 71(9), pp.997-1002.
- [35] BOCKSTAHLER BA, GESKY R, MUELLER M, THALHAMMER JG, PEHAM C, PODBREGAR I. (2009). Correlation of surface electromyography of the vastus lateralis muscle in dogs at a walk with joint kinematics and ground reaction forces. *Veterinary surgery*, 38(6), pp.754-761.
- [36] MERLETTI R, RAINOLDI A, FARINA D. (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and sport sciences reviews*, 29(1), pp.20-25.
- [37] KONRAD P. (2006). *The ABC of EMG, a practical introduction to kinesiological electromyography*. Arizona : Noraxon USA Inc. 61 p.

- [38] ROTA S. (2015). *Apport de l'électromyographie de surface en tennis : proposition d'une nouvelle méthode de normalisation des muscles du membre supérieur : influence de la vitesse et de la fatigue sur l'activité musculaire du membre supérieur en tennis*. Thèse de doctorat en spécialité sciences et techniques des activités physiques et sportives, Université de Claude Bernard, Lyon, 211 p.
- [39] MARTIN M. (2018). *Elaboration de protocole d'exercices de réhabilitation après une chirurgie du larynx chez le cheval*. Thèse de doctorat vétérinaire, Faculté de médecine, Créteil, 154 p.
- [40] DE LUCA CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), pp.135-163.
- [41] CABRERA C. (2014). *Analyse du signal myoélectrique pour l'évaluation de la fatigue périphérique chez des nageurs de haut niveau en demi-fond : étude des variations électromyographiques et cinématiques sur un test à dominante aérobie d'un nageur expert*. Mémoire à finalité « recherche », master 2 STAPS, mention expertise, performance et intervention, Université de Bretagne occidentale, 82 p.
- [42] BOCKSTAHLER B, KRAUTLER C, HOLLER P, KOTSCHWAR A, VOBORNIK A, PEHAM C. (2012). Pelvic Limb Kinematics and Surface Electromyography of the Vastus Lateralis, Biceps Femoris, and Gluteus Medius Muscle in Dogs with Hip Osteoarthritis. *Veterinary surgery*, 41(1), pp.54-62.
- [43] ROBERTSON DG, DOWLING JJ. (2003). Design and responses of butterworth and critically damped digital filters. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(6), pp.569-573.
- [44] TALHA SAW. (2020). *Apport des techniques d'analyse et de traitement de données pour la reconnaissance des actions en vue d'un suivi du comportement humain*. Thèse de doctorat de l'Université de Lille, 217 p.
- [45] BOUTAAYAMOU M, SCHWARTZ C, STAMATAKIS J, DENOEL V, MAQUET D, FORTHOMME B, CROISIER JL, MACQ B, VERLY JG, GARRAUX G, BRULS O. (2015). Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Medical engineering and physics*, 37(2), pp.226-232.
- [46] NEGI S, NEGRO PCBS, SHARMA S, SHARMA N. (2020). Electromyographic and acceleration signals-based gait phase analysis for multiple terrain classification using deep learning. *International journal of advanced research in engineering and technology*, 11(6), pp.656-665.
- [47] LEQUANG T, MAITRE P, COLIN A, ROGER T, VIGUIER E. Gait analysis for sound dog at a walk by using a pressure walkway. In : VAN TOI V, KHOA TQD. (2010). *The third international conference on*

the development of biomedical engineering in Vietnam. IFMBE proceedings, 27. Berlin : Springer, pp. 62-66.

[48] POTVIN JR, BROWN SH. (2004). Less is more : high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(3), pp.389-399.

[49] TABARD-FOUGERE A. (2018). *Caractérisation électromyographique des lombalgies non-spécifiques chroniques de l'enfant et de l'adolescent*. Thèse de doctorat de médecine humaine et pathologie, spécialité mouvement et comportement pour la santé et l'autonomie. Université Grenoble Alpes, 208 p

[50] MARQUIS N. (2008). Évaluation physiologie de la marche lors du test de 6 minutes dans la maladie pulmonaire obstructive chronique. Mémoire pour l'obtention du grade de Maître des sciences, Université Laval, 132p.

[51] American college of veterinary surgeons. Small animal topics. *Cranial cruciate ligament disease* [en ligne], URL : <https://www.acvs.org/small-animal/cranial-cruciate-ligament-disease> [consulté le 18 juillet 2022].

[52] BREITFUSS K, FRANZ M, PEHAM C, BOCKSTAHLER B. (2015). Surface Electromyography of the Vastus Lateralis, Biceps Femoris, and Gluteus Medius Muscle in Sound Dogs During Walking and Specific Physiotherapeutic Exercises. *Veterinary surgery*, 44 (5), pp.588-595.

[53] MIRO F, GALISTEO AM, GARRIDO-CASTRO JL, VIVO J. (2020). Surface Electromyography of the Longissimus and Gluteus Medius Muscles in Greyhounds Walking and Trotting on Ground Flat, Up, and Downhill. *Animals : an open access journal from MDPI*, 10(6), pp.968.

[54] BODDEKER J, DRUEN S, MEYER-LINDERBERG A, FEHR M, NOLTE I, WEFSTAEDT P. (2012). Computer-assisted gait analysis of the dog: comparison of two surgical techniques for the ruptured cranial cruciate ligament. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*, 25(1), pp.11-21.

[55] RAGETLY CA, GRIFFON DJ, MOSTAFA AA, THOMAS JE, HSIAO-WECKSEL ET. (2010). Inverse dynamics analysis of the pelvic limbs in labrador retrievers with and without cranial cruciate ligament disease. *Veterinary surgery*, 39(4), pp.513-522.

[56] WELSH PJ, MARTINEZ SA, THOMPSON DJ, CHING JK, GILBERT PJ. (2020). Amplitude and Frequency Analysis of Pelvic Limb Muscle Activity during a Trot in Normal, Healthy Dogs Using

Surface Electromyography. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 33(3), A1-A14.

[57] ADRIAN CP, HAUSSLER KK, KAWCAK CE, REISER RF, RIEGGER-KRUGH C, PALMER RH, MCLLWRAITH CW, TAYLOR RA. (2019). Gait and electromyographic alterations due to early onset of injury and eventual rupture of the cranial cruciate ligament in dogs : A pilot study. *Veterinary surgery*, 48(3), pp.388-400.

[58] YOSHIKAWA K, TSUBAKISHITA S, SANO T, INO T, MIYASAKA T, KITAZAWA T. (2021). Functional assessment of the gluteus medius, cranial part of the biceps femoris, and vastus lateralis in Beagle dogs based on a novel gait phase classification. *The journal of veterinary medical sciences*, 83(1), pp.116-124.

[59] FISCHER S, NOLTE I, SCHILLING N. (2013). Adaptations in muscle activity to induced, short-term hindlimb lameness in trotting dogs. *PLoS One*, 8(11).

[60] KORVICK DL, PIJANOWSKI GJ, SCHAEFFER DJ. (1994). Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament deficient siffle of dogs. *Journal of biomechanics*, 27(1), pp.77-87.

[61] MOSTAFA AA, GRIFFON DJ, THOMAS MW, CONSTABLE PD. (2010). Morphometric characteristics of the pelvic limb musculature of labrador retrievers with and without cranial cruciate ligament deficiency. *Veterinary surgery*, 39, pp.380-389.

[62] MAITRE P, ARNAULT A, VERSET M, ROGER T, VIGUIER E. (2007). Chronic cranial cruciate ligament rupture in dog : four legs assessment with a walkway. *Computer methods in biomechanics and miomedical engineering*, 10(sup1), pp.111-112.

[63] SOUZA ANA, TATARUNAS AC, MATERA JM. (2014). Evaluation of vertical forces in the pads of pitbulls with cranial cruciate ligament rupture. *BMC veterinary research*, 10(51).

Annexes

Annexe 1 : Code informatique permettant l'analyse des données d'accélérométrie et d'électromyographie de surface au pas

```
clear all, %Nettoie les variables, on repart de zéro
close all, %Ferme toutes les figures
clc, %Nettoie la commande

chien={'Choco' 'Moriarty' 'Junon' 'Jack' 'Maina' 'Lyso' 'Iris' 'Koda' 'Mammoth' 'Reinko' 'Rouky'
'Pastelle'};
marche= {'marche_1' 'marche_2' 'marche_3' 'marche_4' 'marche_5' 'marche_6' 'marche_7'};

%% Données nécessaires à l'analyse

freqemg=1926; %Fréquence d'acquisition de l'EMG
freqacc=148; %Fréquence d'acquisition de l'accéléromètre
FenetreRMS=100;%Elle indique de combien de frame on se décale pour calculer la RMS.

%% Ouverture des fichiers

dog=9; %choix du chien à analyser
mvt=1; %choix du mouvement à analyser

folderpath= ['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Analyse\' chien{dog} \' marche{mvt}'];
%dossier à aller chercher et ouvrir
data=[];
data=xlsread(folderpath);

%% %% Traitement EMG

j=1;
emg=[] ;
if dog<=3
    for i=2:2:6
        emg(:,j)=data(:,i); %Boucle qui permet d'aller chercher dans les données EMG dans le fichier
EXCEL
        j=j+1;
    end
else
    for i=[2,4,12]
        emg(:,j)=data(:,i); %Boucle qui permet d'aller chercher dans les données EMG dans le fichier
EXCEL
        j=j+1;
    end
end

[n,p]=size(emg);%création de la matrice pour mettre les données de l'EMG
```

EMGrebase=emg - repmat(mean(emg),n,1); %Matrice contenant la moyenne à chaque élément ;
EMGrebase est une matrice avec les valeurs de l'EMG normalisées par la moyenne

```
% Filtre Passe bande
emgfiltré = nan(n,p); % Crée une matrice avec des valeurs 0 partout
emgfiltré(:, :) = fct_bandPass_ButterWorth_Filter(4,15,500,freqemg,EMGrebase(:, :),0); %ça permet
de faire une matrice avec les valeurs normalisées par la moyenne à qui on applique un passe bande.
```

```
% RMS glissante
RMS = nan(size(emgfiltré)); %Création d'une matrice avec que des 0.
for j = FenetreRMS:size(emgfiltré,1)-FenetreRMS-1
    RMS(j,:) = rms(emgfiltré(j-FenetreRMS+1:j+FenetreRMS,:)); %Matrice avec le niveau des racines
quadratiques moyens
end
```

%% trouver fin du mouvement pour accélérométrie et emg (lié au fréquence d'acquisition différente)

```
emgnul=[];
emgnul=find(data(:,2)~=0); %~= cherche valeurs EMG différente de 0
tps=data(emgnul(end,1),1); % sélectionne la dernière valeur de EMG non nul pour identifier la durée
de l'essai(EMG actif)
tpsacc=[];
for i=1:length(data)
    tpsacc(i,1)=round(data(i,7),2);
end
```

```
finacc=find(tpsacc==round(tps,2)); %permet de trouver la fin de l'enregistrement accéléro
correspondant à la fin de l'enregistrement EMG
```

%% récupération données accélération%%

```
j=1;
acc=[] ;
if dog <= 3
    for i=8:2:12
        acc(:,j)=data(1:finacc(1,1),i);
        j=j+1;
    end
else
    for i=14:2:18
        acc(:,j)=data(1:finacc(1,1),i);
        j=j+1;
    end
end
```

%% Traitement des données accélération

```
%Application d'un filtre passe bas
accfiltré=[] ;
accfiltré(:, :) = fct_lowPass_ButterWorth_Filter(4,20,freqacc,acc(:, :),0);
% filtre pour garder que les fréquence d'impacts --> filtre passe haut
accfiltré2=[] ;
```

```

accfiltre2(:, :) = fct_highPass_ButterWorth_Filter(4,50,freqacc,accfiltre(:, :),0);

%calcul de la norme
normeaccfiltre=[] ;

for i=1:length(accfiltre2)
    normeaccfiltre(i,1)=sqrt(accfiltre2(i,1)^2+accfiltre2(i,2)^2+accfiltre2(i,3)^2);
end

% Lissage et arrondissement de la norme de l'accélération pour découper le mouvement
roundac=[];
Uenvelopeacc = [] ;
[Uenvelopeacc]=envelope(normeaccfiltre,20,'rms');
roundac6=round(Uenvelopeacc,6);
roundac7=round(Uenvelopeacc,7);

%% trouver temps de suspension lors de la phase de soutien (sommet du pic)
X=linspace(1,length(Uenvelopeacc),length(Uenvelopeacc));
[Vsuspension,Tsuspension]=findpeaks(Uenvelopeacc,X,'MinPeakProminence',0.000001); %% Le
4ème paramètre de la fonction est le seuil pour détecter les pics %%Vsuspension= valeur du pic
TSuspension= Instant des pics

%trace la courbe pour montrer les pics
fig=figure;
set(fig, 'Units', 'Normalized', 'Position', [0 0 1 1]);
plot(X,Uenvelopeacc,Tsuspension, Vsuspension, '*')

%apparition d'une boîte de dialogue demandant si les pics ont bien été bien repérés
Quest1='Est-ce que les pics ont été bien identifiés';
Answer1=questdlg(Quest1, 'OUI', 'NON');

if Answer1=='Yes';

%% Trouver temps de poser du pied

for pic=1:length(Tsuspension)
    signal= Tsuspension(1,pic)+3;
    while Uenvelopeacc(signal,1)>=Uenvelopeacc(signal+3,1) ||
Uenvelopeacc(signal,1)>=Uenvelopeacc(signal+6,1)
        signal=signal+1;
        if Uenvelopeacc(signal,1)<Uenvelopeacc(signal+3,1)
            posee(1,pic)=signal;
            Vposee(1,pic)=Uenvelopeacc(signal);

            break
        end
    end
end

end

% trace la courbe pour montrers posers du pied
plot(X,Uenvelopeacc,posee,Vposee, '*')

```



```

Quest2='Est-ce que les posers ont été bien identifiés';
Answer2=questdlg(Quest2, 'OUI', 'NON');
if Answer2=='Yes';

```

```

%% %% Trouver temps de levée du pied

```

```

for pic=1:length(Tsuspension)
signal= Tsuspension(1,pic)-3 ;
while Uenveloppeacc(signal,1)>=Uenveloppeacc(signal-3,1) ||
Uenveloppeacc(signal,1)>=Uenveloppeacc(signal-6,1)
signal=signal-1;
if Uenveloppeacc(signal,1)<Uenveloppeacc(signal-6,1)
levee(1,pic)=signal;
Vlevee(1,pic)=Uenveloppeacc(signal);

break
end

end
end

```

```

plot(X,Uenveloppeacc,levee,Vlevee, '*')

```

```

Quest3='Est-ce que les levers ont été bien identifiés';
Answer3=questdlg(Quest3, 'OUI', 'NON');
if Answer3=='Yes';

```

```

%% Trouver le temps de soutènement

```

```

for i=1:length(posee)-1

```

```

soutenement(1,i)=find(Uenveloppeacc(posee(1,i):levee(1,i+1))==min(Uenveloppeacc(posee(1,i)+20:levee(1,i+1)-20)))+ posee(1,i);
Vsoutenement(1,i)=Uenveloppeacc(soutenement(1,i));

```

```

end

```

```

plot(X,Uenveloppeacc(,soutenement,Vsoutenement, '*')

```

```

Quest4='Est-ce que les soutènements ont été bien identifiés';
Answer4=questdlg(Quest4, 'OUI', 'NON');
if Answer4=='Yes';

```

```

%% Foulée regroupement des temps des instants clés

```

```

for i=1:length(posee)-1
foulee(i,1)= posee(1,i);%posée
foulee(i,2)= soutenement(1,i);%soutènement
foulee(i,3)= levee(1,i+1);%levée
foulee(i,4)= Tsuspension(1,i+1);%suspension
foulee(i,5)= posee(1,i+1);%posée+1
end

```

```

%% Calcule temps d'une foulée et pourcentage des phases et sous phases
for i=1:length(foulee(:,1))
    timing(i,1)= (foulee(i,5)-foulee(i,1))/freqacc; %tps 1 foulée
    timing(i,2)= (foulee(i,3)-foulee(i,1))/(foulee(i,5)-foulee(i,1)); % pourcentage appui
    timing(i,3)= (foulee(i,5)-foulee(i,3))/(foulee(i,5)-foulee(i,1)); % pourcentage suspension
    timing(i,4)= (foulee(i,2)-foulee(i,1))/(foulee(i,5)-foulee(i,1)); %amorti
    timing(i,5)= (foulee(i,3)-foulee(i,2)) / (foulee(i,5)-foulee(i,1)); %propulsion
    timing(i,6)= (foulee(i,4)-foulee(i,3)) / (foulee(i,5)-foulee(i,1)); % pourcentage ramené
    timing(i,7)= (foulee(i,5)-foulee(i,4))/(foulee(i,5)-foulee(i,1)); %pourcentage embrassé du terrain
end

```

```

%% Récupération EMG par instant clé
%récupération des signaux EMG à chaque points
coeff=emgnul(end)/finacc(end) ;
for i=1:length(foulee(:,1))
    for j=1:size(foulee,2)
        Gastroc(i,j)= RMS(round(foulee(i,j)*coeff),1);
        TEMG(i,j)= round(foulee(i,j)*coeff);
        Vastelat(i,j)= RMS(round(foulee(i,j)*coeff),2);
        Bicepsfem(i,j)= RMS(round(foulee(i,j)*coeff),3);
    end
end

```

%% EMG intégré par rapport au temps

```

%% Calcule du temps de chaque phase
for k=1:length(foulee(:,1))
    strike(k).time_amorti=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff)))/freqemg,length(RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff))));
    strike(k).time_propulsion=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff)))/freqemg,length(RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff))));
    strike(k).time_ramene=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff)))/freqemg,length(RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff))));
    strike(k).time_embrasse=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,4)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff)))/freqemg,length(RMS((round(foulee(k,4)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff))));
    strike(k).time_appui=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff)))/freqemg,length(RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff))));
    strike(k).time_soutien=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff)))/freqemg,length(RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff))));
end

```

%% Prélèvement RMS pour chaque muscle et chaque phase

```

for k=1:length(foulee(:,1))
    strike(k).RMS_Gastroc_amorti=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff),1);
    strike(k).RMS_Gastroc_propulsion=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),1);
    strike(k).RMS_Gastroc_ramene=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),1);
    strike(k).RMS_Gastroc_embrasse=RMS((round(foulee(k,4)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff),1);
    strike(k).RMS_Gastroc_appui=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),1);
end

```

```
strike(k).RMS_Gastroc_soutien=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff),1);
```

```
strike(k).RMS_Biceps_amorti=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff),2);  
strike(k).RMS_Biceps_propulsion=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),2);  
strike(k).RMS_Biceps_ramene=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),2);  
strike(k).RMS_Biceps_embrasse=RMS((round(foulee(k,4)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff),2);  
strike(k).RMS_Biceps_appui=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),2);  
strike(k).RMS_Biceps_soutien=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff),2);
```

```
strike(k).RMS_Vaste_amorti=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff),3);  
strike(k).RMS_Vaste_propulsion=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),3);  
strike(k).RMS_Vaste_ramene=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),3);  
strike(k).RMS_Vaste_embrasse=RMS((round(foulee(k,4)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff),3);  
strike(k).RMS_Vaste_appui=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),3);  
strike(k).RMS_Vaste_soutien=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,5)*coeff),3);
```

```
end
```

```
% Calcule de l'EMG intégré pour chaque muscle et chaque phase
```

```
for k=1:length(foulee(:,1))
```

```
lemg_gastroc(k,1)=trapz(strike(k).time_amorti',strike(k).RMS_Gastroc_amorti);  
lemg_gastroc(k,2)=trapz(strike(k).time_propulsion',strike(k).RMS_Gastroc_propulsion);  
lemg_gastroc(k,3) = trapz(strike(k).time_ramene' ,strike(k).RMS_Gastroc_ramene);  
lemg_gastroc(k,4)=trapz(strike(k).time_embrasse' , strike(k).RMS_Gastroc_embrasse);  
lemg_gastroc(k,5)=trapz(strike(k).time_appui' ,strike(k).RMS_Gastroc_appui);  
lemg_gastroc(k,6)=trapz(strike(k).time_soutien' ,strike(k).RMS_Gastroc_soutien);
```

```
lemg_biceps(k,1)=trapz(strike(k).time_amorti' , strike(k).RMS_Biceps_amorti);  
lemg_biceps(k,2)=trapz(strike(k).time_propulsion' , strike(k).RMS_Biceps_propulsion);  
lemg_biceps(k,3) =trapz(strike(k).time_ramene' , strike(k).RMS_Biceps_ramene);  
lemg_biceps(k,4)=trapz(strike(k).time_embrasse' , strike(k).RMS_Biceps_embrasse);  
lemg_biceps(k,5)=trapz(strike(k).time_appui' ,strike(k).RMS_Biceps_appui);  
lemg_biceps(k,6)=trapz(strike(k).time_soutien' ,strike(k).RMS_Biceps_soutien);
```

```
lemg_vaste(k,1)=trapz(strike(k).time_amorti' ,strike(k).RMS_Vaste_amorti);  
lemg_vaste(k,2)=trapz(strike(k).time_propulsion' ,strike(k).RMS_Vaste_propulsion);  
lemg_vaste(k,3) =trapz(strike(k).time_ramene' ,strike(k).RMS_Vaste_ramene);  
lemg_vaste(k,4)=trapz(strike(k).time_embrasse' ,strike(k).RMS_Vaste_embrasse);  
lemg_vaste(k,5)=trapz(strike(k).time_appui' ,strike(k).RMS_Vaste_appui);  
lemg_vaste(k,6)=trapz(strike(k).time_soutien' ,strike(k).RMS_Vaste_soutien);
```

```
end
```

```
%% %% Calcule RMS moyenne par phase
```

```
for k=1:length(foulee(:,1))
```

```
RMSm_gastroc(k,1)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_amorti);  
RMSm_gastroc(k,2)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_propulsion);  
RMSm_gastroc(k,3)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_ramene);  
RMSm_gastroc(k,4)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_embrasse);  
RMSm_gastroc(k,5)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_appui);  
RMSm_gastroc(k,6)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_soutien);
```

```
RMSm_biceps(k,1)=mean(strike(k).RMS_Biceps_amorti);  
RMSm_biceps(k,2)=mean(strike(k).RMS_Biceps_propulsion);
```

```

RMSm_biceps(k,3)=mean(strike(k).RMS_Biceps_ramene);
RMSm_biceps(k,4)=mean(strike(k).RMS_Biceps_embrasse);
RMSm_biceps(k,5)=mean(strike(k).RMS_Biceps_appui);
RMSm_biceps(k,6)=mean(strike(k).RMS_Biceps_soutien);

RMSm_vaste(k,1)=mean(strike(k).RMS_Vaste_amorti);
RMSm_vaste(k,2)=mean(strike(k).RMS_Vaste_propulsion);
RMSm_vaste(k,3)=mean(strike(k).RMS_Vaste_ramene);
RMSm_vaste(k,4)=mean(strike(k).RMS_Vaste_embrasse);
RMSm_vaste(k,5)=mean(strike(k).RMS_Vaste_appui);
RMSm_vaste(k,6)=mean(strike(k).RMS_Vaste_soutien);
end

%% traçage EMG+point clé marche
Y=linspace(1,length(RMS),length(RMS));
subplot(3,1,1)
plot(Y,RMS(:,1),TEMG, Gastroc, '*')
subplot(3,1,2)
plot(Y,RMS(:,2),TEMG, Vastelat, '*')
subplot(3,1,3)
plot(Y,RMS(:,3),TEMG, Bicepsfem, '*')

%% enregistrement des fichiers important pour analyse
% nom des fichiers
filenameTiming=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' marche{mvt}
'_timing.xlsx'];
filenameIEMGg=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' marche{mvt}
'_IEMG_gastroc.xlsx'];
filenameIEMGb=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' marche{mvt}
'_IEMG_biceps.xlsx'];
filenameIEMGv=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' marche{mvt}
'_IEMG_vaste.xlsx'];
filenameRMSmg=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' marche{mvt}
'_RMSm_gastroc.xlsx'];
filenameRMSmb=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' marche{mvt}
'_RMSm_biceps.xlsx'];
filenameRMSmv=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' marche{mvt}
'_RMSm_vaste.xlsx'];

% enregistrement au format excel

xlswrite (filenameTiming,timing)
xlswrite (filenameIEMGg,lemg_gastroc)
xlswrite (filenameIEMGb,lemg_biceps)
xlswrite (filenameIEMGv,lemg_vaste)
xlswrite (filenameRMSmg,RMSm_gastroc)
xlswrite (filenameRMSmb,RMSm_biceps)
xlswrite (filenameRMSmv,RMSm_vaste)

else Answer1='No';
end

```

```
else Answer2=='No';  
end
```

```
else Answer3=='No';  
end
```

```
else Answer4=='No';  
end
```

Annexe 2 : Code informatique permettant l'analyse des données d'accélérométrie et d'électromyographie de surface au trot

```
clear all, %Nettoie les variables, on repart de zéro
close all, %Ferme toutes les figures
clc, %Nettoie la commande

chien={'Choco' 'Moriarty' 'Junon' 'Jack' 'Maina' 'Lyso' 'Iris' 'Koda' 'Mammoth' 'Reinko' 'Rouky'
'Pastelle'};
trot= {'trot_1' 'trot_2' 'trot_3' 'trot_4' 'trot_5' 'trot_6'};

%% Données nécessaires à l'analyse

freqemg=1926; %Fréquence d'acquisition de l'EMG
freqacc=148; %Fréquence d'acquisition de l'accéléromètre
FenetreRMS=100;%Elle indique de combien de frame on se décale pour calculer la RMS.

%% Ouverture des fichiers
dog=2; %choix du chien à analyser
mvt=2; %choix du mouvement à analyser

folderpath= ['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Analyse\' chien{dog} \' trot{mvt}'];
%dossier à aller chercher et ouvrir
data=[];
data=xlsread(folderpath);

%% %% Traitement EMG
j=1;
emg=[] ;
if dog<=3
    for i=2:2:6
        emg(:,j)=data(:,i); %Boucle qui permet d'aller chercher dans les données EMG dans le fichier
EXCEL
        j=j+1;
    end
else
    for i=[2,4,12]
        emg(:,j)=data(:,i); %Boucle qui permet d'aller chercher dans les données EMG dans le fichier
EXCEL
        j=j+1;
    end
end

[n,p]=size(emg);%création de la matrice pour mettre les données de l'EMG
EMGrebase=emg - repmat(mean(emg),n,1); %Refait une matrice contenant la moyenne à chaque
élément, et EMGrebase est une matrice avec les valeurs de l'EMG normalisées par la moyenne

% Filtre Passe bande Fc=15-500
emgfiltre = nan(n,p); % Crée une matrice avec des valeurs 0 partout
```

```
emgfiltr(:, :) = fct_bandPass_ButterWorth_Filter(4,15,500,freqemg,EMGrebase(:, :),0); %Matrice avec les valeurs normalisées par la moyenne à qui on applique un passe bande.
```

```
    % RMS glissante
```

```
RMS = nan(size(emgfiltr)); %Création d'une matrice avec que des 0.
```

```
for j = FenetreRMS:size(emgfiltr,1)-FenetreRMS-1
```

```
    RMS(j,:) = rms(emgfiltr(j-FenetreRMS+1:j+FenetreRMS,:)); %Matrice avec le niveau des racines quadratiques moyens
```

```
end
```

```
%% trouver fin du mouvement pour accélérométrie et emg (lié au fréquence d'acquisition différente)
```

```
emgnul=[];
```

```
emgnul=find(data(:,2)~=0); % cherche valeurs EMG différente de 0
```

```
tps=data(emgnul(end,1),1); % sélectionne la dernière valeur de EMG non nul pour identifier la durée de l'essai(EMG actif)
```

```
tpsacc=[];
```

```
for i=1:length(data)
```

```
    tpsacc(i,1)=round(data(i,7),2);
```

```
end
```

```
finacc=find(tpsacc==round(tps,2)); %permet de trouver la fin de l'enregistrement accéléro correspondant à la fin de l'enregistrement EMG
```

```
%% récupération données accélération%%
```

```
j=1;
```

```
acc=[] ;
```

```
if dog <= 3
```

```
    for i=8:2:12
```

```
        acc(:,j)=data(1:finacc(1,1),i);
```

```
        j=j+1;
```

```
    end
```

```
else
```

```
    for i=14:2:18
```

```
        acc(:,j)=data(1:finacc(1,1),i);
```

```
        j=j+1;
```

```
    end
```

```
end
```

```
%% Traitement des données accélération
```

```
    %Application d'un filtre passe bas
```

```
accfiltre=[] ;
```

```
accfiltre(:, :) = fct_lowPass_ButterWorth_Filter(3,60,freqacc,acc(:, :),0);
```

```
    % filtre pour garder que les fréquence d'impacts --> filtre passe haut
```

```
accfiltre2=[] ;
```

```
accfiltre2(:, :) = fct_highPass_ButterWorth_Filter(3,60,freqacc,accfiltre(:, :),0);
```

```
    %calcul de la norme
```

```
normeaccfiltre=[] ;
```

```

for i=1:length(accfiltre2)
    normeaccfiltre(i,1)=sqrt(accfiltre2(i,1)^2+accfiltre2(i,2)^2+accfiltre2(i,3)^2);
end

% Lissage et arrondissement de la norme de l'accélération pour découper le mouvement
roundac=[];
Uenvelopeacc = [] ;
[Uenvelopeacc]=envelope(normeaccfiltre,20,'rms');
roundac6=round(Uenvelopeacc,6);
roundac7=round(Uenvelopeacc,7);

%% trouver temps de suspension lors de la phase de soutien (sommet du pic)
X=linspace(1,length(Uenvelopeacc),length(Uenvelopeacc));
[Vsuspension,Tsuspension]=findpeaks(Uenvelopeacc,X,'MinPeakProminence',0.000001); %% Le
4ème paramètre de la fonction est le seuil pour détecter les pics %%Vsuspension= valeur du pic
TSuspension= Instant des pics
%trace la courbe pour montrer les pics

fig=figure;
set(fig, 'Units', 'Normalized', 'Position', [0 0 1 1]);
plot(X,Uenvelopeacc,TSuspension, Vsuspension, '*')

%apparition d'une boite de dialogue demandant si les pics ont bien été bien réperés
Quest1='Est-ce que les pics ont été bien identifiés';
Answer1=questdlg(Quest1, 'OUI', 'NON');

if Answer1=='Yes';

%% Trouver temps de poser du pied

for pic=1:length(Tsuspension)
    signal= Tsuspension(1,pic)+3;
    while Uenvelopeacc(signal,1)>=Uenvelopeacc(signal+3,1) |
Uenvelopeacc(signal,1)>=Uenvelopeacc(signal+6,1)
        signal=signal+1;
        if Uenvelopeacc(signal,1)<Uenvelopeacc(signal+3,1)
            posee(1,pic)=signal;
            Vposee(1,pic)=Uenvelopeacc(signal);

            break
        end
    end
end

end

plot(X,Uenvelopeacc,posee,Vposee, '*')

Quest2='Est-ce que les posers ont été bien identifiés';
Answer2=questdlg(Quest2, 'OUI', 'NON');
if Answer2=='Yes';

%% %% Trouver temps de levée du pied

```



```

for pic=1:length(Tsuspension)
    signal= Tsuspension(1,pic)-3;
    while Uenvelopeacc(signal,1)>=Uenvelopeacc(signal-3,1) ||
Uenvelopeacc(signal,1)>=Uenvelopeacc(signal-6,1)
        signal=signal-1;
        if Uenvelopeacc(signal,1)<Uenvelopeacc(signal-3,1)
            levee(1,pic)=signal;
            Vlevee(1,pic)=Uenvelopeacc(signal);

            break
        end
    end
end

plot(X,Uenvelopeacc,levee,Vlevee,'*')

Quest3='Est-ce que les levers ont été bien identifiés';
Answer3=questdlg(Quest3, 'OUI', 'NON');
if Answer3=='Yes';

%% Foulée regroupement des temps des instants clés

for i=1:length(posee)-1
    foulee(i,1)= posee(1,i);%posée
    foulee(i,2)= levee(1,i+1);%levée
    foulee(i,3)= Tsuspension(1,i+1);%suspension
    foulee(i,4)= posee(1,i+1);%posée+1
end

%% Calcule temps d'une foulée et pourcentage des phases et sous phases
for i=1:length(foulee(:,1))
    timing(i,1)= (foulee(i,4)-foulee(i,1))/freqacc; %tps 1 foulée
    timing(i,2)= (foulee(i,2)-foulee(i,1))/(foulee(i,4)-foulee(i,1)); % pourcentage appui
    timing(i,3)= (foulee(i,4)-foulee(i,2))/(foulee(i,4)-foulee(i,1)); % pourcentage suspension
    timing(i,4)= (foulee(i,3)-foulee(i,2)) / (foulee(i,4)-foulee(i,1));% pourcentage ramené
    timing(i,5)= (foulee(i,4)-foulee(i,3))/(foulee(i,4)-foulee(i,1)); %pourcentage embrassé du terrain
end

%% Récupération EMG par instant clé
%récupération des signaux EMG à chaque points
coeff=emgnul(end)/finacc(end) ;
for i=1:length(foulee(:,1))
    for j=1:size(foulee,2)
        Gastroc(i,j)= RMS(round(foulee(i,j)*coeff),1);
        TEMG(i,j)= round(foulee(i,j)*coeff);
        Vastelat(i,j)= RMS(round(foulee(i,j)*coeff),2);
        Bicepsfem(i,j)= RMS(round(foulee(i,j)*coeff),3);
    end
end
end

```

%% EMG intégré par rapport au temps

%% Calcule du temps de chaque phase

```
for k=1:length(foulee(:,1))
strike(k).time_ramene=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff)))/f
reqemg,length(RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff))));
strike(k).time_embrasse=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff)
)/freqemg,length(RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff))));
strike(k).time_appui=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff)))/f
reqemg,length(RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff))));
strike(k).time_soutien=linspace(0,length(RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff)))/f
reqemg,length(RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff))));
end
```

%% Prélèvement RMS pour chaque muscle et chaque phase

```
for k=1:length(foulee(:,1))
```

```
strike(k).RMS_Gastroc_ramene=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),1);
strike(k).RMS_Gastroc_embrasse=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),1);
strike(k).RMS_Gastroc_appui=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff),1);
strike(k).RMS_Gastroc_soutien=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),1);
```

```
strike(k).RMS_Biceps_ramene=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),2);
strike(k).RMS_Biceps_embrasse=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),2);
strike(k).RMS_Biceps_appui=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff),2);
strike(k).RMS_Biceps_soutien=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),2);
```

```
strike(k).RMS_Vaste_ramene=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,3)*coeff),3);
strike(k).RMS_Vaste_embrasse=RMS((round(foulee(k,3)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),3);
strike(k).RMS_Vaste_appui=RMS((round(foulee(k,1)*coeff)):round(foulee(k,2)*coeff),3);
strike(k).RMS_Vaste_soutien=RMS((round(foulee(k,2)*coeff)):round(foulee(k,4)*coeff),3);
end
```

%% Calcule de l'EMG intégré pour chaque muscle et chaque phase

```
for k=1:length(foulee(:,1))
```

```
lemg_gastroc(k,3)=trapz(strike(k).time_ramene',strike(k).RMS_Gastroc_ramene);
lemg_gastroc(k,4)=trapz(strike(k).time_embrasse',strike(k).RMS_Gastroc_embrasse);
lemg_gastroc(k,5)=trapz(strike(k).time_appui',strike(k).RMS_Gastroc_appui);
lemg_gastroc(k,6)=trapz(strike(k).time_soutien',strike(k).RMS_Gastroc_soutien);
```

```
lemg_biceps(k,3)=trapz(strike(k).time_ramene',strike(k).RMS_Biceps_ramene);
lemg_biceps(k,4)=trapz(strike(k).time_embrasse',strike(k).RMS_Biceps_embrasse);
lemg_biceps(k,5)=trapz(strike(k).time_appui',strike(k).RMS_Biceps_appui);
lemg_biceps(k,6)=trapz(strike(k).time_soutien',strike(k).RMS_Biceps_soutien);
```

```
lemg_vaste(k,3)=trapz(strike(k).time_ramene',strike(k).RMS_Vaste_ramene);
lemg_vaste(k,4)=trapz(strike(k).time_embrasse',strike(k).RMS_Vaste_embrasse);
```

```

lemg_vaste(k,5)=trapz(strike(k).time_appui',strike(k).RMS_Vaste_appui);
lemg_vaste(k,6)=trapz(strike(k).time_soutien',strike(k).RMS_Vaste_soutien);
end

```

```

%% %% Calcule RMS moyenne par phase

```

```

for k=1:length(foulee(:,1))

```

```

    RMSm_gastroc(k,3) = mean(strike(k).RMS_Gastroc_ramene);
    RMSm_gastroc(k,4)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_embrasse);
    RMSm_gastroc(k,5)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_appui);
    RMSm_gastroc(k,6)=mean(strike(k).RMS_Gastroc_soutien);

```

```

    RMSm_biceps(k,3) =mean(strike(k).RMS_Biceps_ramene);
    RMSm_biceps(k,4)=mean(strike(k).RMS_Biceps_embrasse);
    RMSm_biceps(k,5)=mean(strike(k).RMS_Biceps_appui);
    RMSm_biceps(k,6)=mean(strike(k).RMS_Biceps_soutien);

```

```

    RMSm_vaste(k,3) =mean(strike(k).RMS_Vaste_ramene);
    RMSm_vaste(k,4)=mean(strike(k).RMS_Vaste_embrasse);
    RMSm_vaste(k,5)=mean(strike(k).RMS_Vaste_appui);
    RMSm_vaste(k,6)=mean(strike(k).RMS_Vaste_soutien);
end

```

```

%% %% traçage EMG+point clé marche

```

```

Y=linspace(1,length(RMS),length(RMS));

```

```

subplot(3,1,1)

```

```

plot(Y,RMS(:,1),TEMG, Gastroc, '*')

```

```

subplot(3,1,2)

```

```

plot(Y,RMS(:,2),TEMG, Vastelat, '*')

```

```

subplot(3,1,3)

```

```

plot(Y,RMS(:,3),TEMG, Bicepsfem, '*')

```

```

%% enregistrement des fichiers important pour analyse

```

```

% nom des fichiers

```

```

filenameTiming=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' \' trot{mvt}
'_timing.xlsx'];

```

```

filenameIEMGg=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' \' trot{mvt}
'_IEMG_gastroc.xlsx'];

```

```

filenameIEMGb=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' \' trot{mvt}
'_IEMG_biceps.xlsx'];

```

```

filenameIEMGv=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' \' trot{mvt}
'_IEMG_vaste.xlsx'];

```

```

filenameRMSmg=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' \' trot{mvt}
'_RMSm_gastroc.xlsx'];

```

```

filenameRMSmb=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' \' trot{mvt}
'_RMSm_biceps.xlsx'];

```

```

filenameRMSmv=['C:\Users\Admin\Documents\Thèse\Matlab\Traité\' chien{dog} \' \' trot{mvt}
'_RMSm_vaste.xlsx'];

```

```

% enregistrement au format excel

```

```
xlswrite (filenameTiming,timing)
xlswrite (filenameIEMGg,lemg_gastroc)
xlswrite (filenameIEMGb,lemg_biceps)
xlswrite (filenameIEMGv,lemg_vaste)
xlswrite (filenameRMSmg,RMSm_gastroc)
xlswrite (filenameRMSmb,RMSm_biceps)
xlswrite (filenameRMSmv,RMSm_vaste)
```

```
else Answer1='No';
end
```

```
else Answer2=='No';
end
```

```
else Answer3=='No';
end
```


Annexe 3 : Tableau regroupant la valeur moyenne et l'erreur standard (entre parenthèses) pour les valeurs EMG intégrée des deux groupes étudiés

Muscle	Allure	Temps	Chien sain	Chien pathologique
Gastrocnémien	Marche	Amortissement	4,196*10 ⁻⁵ (1,07*10 ⁻⁵)	6,718*10 ⁻⁵ (3,82*10 ⁻⁵)
		Propulsion	3,043*10 ⁻⁵ (8,22*10 ⁻⁶)	4,35*10 ⁻⁵ (2,02*10 ⁻⁵)
		Ramené	3,482*10 ⁻⁵ (1,24*10 ⁻⁵)	2,669*10 ⁻⁵ (1,70*10 ⁻⁵)
		Embrassé du terrain	3,251*10 ⁻⁵ (1,12*10 ⁻⁵)	2,797*10 ⁻⁵ (1,21*10 ⁻⁵)
		Appui	7,060*10 ⁻⁵ (1,86*10 ⁻⁵)	1,105*10 ⁻⁴ (5,66*10 ⁻⁵)
		Soutien	6,718*10 ⁻⁵ (2,36*10 ⁻⁵)	5,456*10 ⁻⁵ (2,8*10 ⁻⁵)
	Trot	Ramené	9,900*10 ⁻⁵ (5,08*10 ⁻⁵)	3,904*10 ⁻⁴ (2,30*10 ⁻⁴)
		Embrassé	1,115*10 ⁻⁴ (6,21*10 ⁻⁵)	3,284*10 ⁻⁴ (1,74*10 ⁻⁴)
		Appui	1,451*10 ⁻⁴ (9,09*10 ⁻⁵)	4,655*10 ⁻⁴ (3,09*10 ⁻⁴)
		Soutien	2,1*10 ⁻⁴ (1,12*10 ⁻⁴)	7,171*10 ⁻⁴ (4,03*10 ⁻⁴)
Vaste latéral	Marche	Amortissement	2,919*10 ⁻⁴ (1,2*10 ⁻⁴)	4,387*10 ⁻⁴ (2,24*10 ⁻⁴)
		Propulsion	1,869*10 ⁻⁴ (7,65*10 ⁻⁵)	2,808*10 ⁻⁴ (1,31*10 ⁻⁴)
		Ramené	1,538*10 ⁻⁴ (5,13*10 ⁻⁵)	1,532*10 ⁻⁴ (3,15*10 ⁻⁵)
		Embrassé	1,731*10 ⁻⁴ (5,44*10 ⁻⁵)	1,785*10 ⁻⁴ (6,36*10 ⁻⁵)
		Appui	4,780*10 ⁻⁴ (1,96*10 ⁻⁴)	7,187*10 ⁻⁴ (3,55*10 ⁻⁴)
		Soutien	3,260*10 ⁻⁴ (1,05*10 ⁻⁴)	3,31*10 ⁻⁴ (9,26*10 ⁻⁵)
	Trot	Ramené	1,671*10 ⁻⁴ (4,65*10 ⁻⁵)	2,791*10 ⁻⁴ (4,17*10 ⁻⁵)
		Embrassé	2,483*10 ⁻⁴ (8,35*10 ⁻⁵)	3,385*10 ⁻⁴ (6,84*10 ⁻⁵)
		Appui	2,912*10 ⁻⁴ (9,27*10 ⁻⁵)	4,674*10 ⁻⁴ (5,96*10 ⁻⁵)
		Soutien	4,146*10 ⁻⁴ (1,25*10 ⁻⁴)	6,163*10 ⁻⁴ (8,76*10 ⁻⁵)
Biceps fémoral	Marche	Amortissement	6,285*10 ⁻⁵ (4,14*10 ⁻⁵)	4,233*10 ⁻⁴ (2,95*10 ⁻⁴)
		Propulsion	4,776*10 ⁻⁵ (3,28*10 ⁻⁵)	2,321*10 ⁻⁴ (1,71*10 ⁻⁴)
		Ramené	4,483*10 ⁻⁵ (2,42*10 ⁻⁵)	9,860*10 ⁻⁵ (5,02*10 ⁻⁵)
		Embrassé du terrain	4,773*10 ⁻⁵ (2,49*10 ⁻⁵)	1,368*10 ⁻⁴ (6,65*10 ⁻⁵)
		Appui	1,105*10 ⁻⁴ (7,41*10 ⁻⁵)	6,549*10 ⁻⁴ (4,65*10 ⁻⁴)
		Soutien	9,235*10 ⁻⁵ (4,89*10 ⁻⁵)	2,346*10 ⁻⁴ (1,13*10 ⁻⁴)
	Trot	Ramené	7,381*10 ⁻⁵ (3,01*10 ⁻⁵)	3,113*10 ⁻⁴ (2*10 ⁻⁴)
		Embrassé	1,202*10 ⁻⁴ (5,22*10 ⁻⁵)	3,163*10 ⁻⁴ (1,64*10 ⁻⁵)
		Appui	1,212*10 ⁻⁴ (5,08*10 ⁻⁵)	4,969*10 ⁻⁴ (3,08*10 ⁻⁵)
		Soutien	1,937*10 ⁻⁴ (8,15*10 ⁻⁵)	6,265*10 ⁻⁴ (3,59*10 ⁻⁴)

ANALYSE DE LA LOCOMOTION CHEZ DES CHIENS SAINS ET ATTEINTE D'UNE LESION UNILATERALE DU LIGAMENT CROISE CRANIAL A DIFFERENTES ALLURES.

Auteur

LINET Jennifer

Résumé

La rupture du ligament croisé crânial est la troisième affection orthopédique chez le chien et la première concernant le grasset. Elle induit notamment une modification de la biomécanique du grasset à l'origine d'arthrose, de douleur et de boiterie.

Cette étude avait pour objectif d'analyser la locomotion des chiens atteints d'une telle affection par une analyse cinématique (accélérométrie) et cinétique (tapis de pression et électromyographie de surface). Elle se compose d'un groupe contrôle de 8 chiens sains et d'un groupe de 3 chiens présentant une rupture unilatérale du ligament croisé crânial.

La présence d'une rupture unilatérale du ligament croisé crânial semblait diminuer le temps d'appui au trot. De plus, la rupture de ce ligament semblait conduire à une augmentation de l'activation des muscles biceps fémoral, gastrocnémien et vaste latéral qui étaient plus actifs lors de la phase d'appui au pas et lors de toute la foulée au trot. Ceci s'expliquerait par une co-activation musculaire afin de contrecarrer la perte du ligament croisé crânial et l'instabilité induite par cette dernière. Enfin, le membre atteint présentait un temps d'appui au sol plus court et supportait un poids moindre qui semblait être reporté sur le membre controlatéral. Au trot, le temps d'appui semblait diminué pour les quatre membres et la pression exercée est inférieure pour le membre atteint et supérieure pour le membre thoracique ipsilatéral et le membre pelvien controlatéral. Au-delà des connaissances apportées sur la locomotion, ce travail a permis l'élaboration d'un protocole d'utilisation d'électromyographie de surface et la création d'un logiciel qui découpe le signal EMG par l'accélérométrie.

Mots-clés

Electromyographie de surface, Tapis de pression, Accélérométrie, Membre pelvien, Grasset

Jury

Président du jury : Pr **SERVIEN Elvire**

Directeur de thèse : Dr **CACHON Thibaut**

1^{er} assesseur : Dr **CACHON Thibaut**

2^{ème} assesseur : Dr **GILLET Benoit**