VETAGRO SUP
CAMPUS VETERINAIRE DE LYON

Année 2018 - Thèse n°084

ETUDE PAR ELECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE ET CINEMATIQUE LORS D'UN EXERCICE SUR PLATEFORME MOTORISEE IMOOVE-VET® CHEZ LE CHIEN

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 20 novembre 2018
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

DUFRESNE Marie

Liste des Enseignants du Campus Vétérinaire de Lyon (1er mars 2018)

Nom	Prénom	Département	Grade
ABITBOL	Marie	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
ALVES-DE-OLIVEIRA	Laurent	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
ARCANGIOLI	Marie-Anne	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
AYRAL	Florence	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BECKER	Claire	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BELLUCO	Sara	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
BENAMOU-SMITH	Agnès	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
BENOIT	Etienne	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BERNY	Philippe	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BONNET-GARIN	Jeanne-Marie	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
BOULOCHER	Caroline	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
BOURDOISEAU	Gilles	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
BOURGOIN	Gilles	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
BRUYERE	Pierre	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
BUFF	Samuel	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
BURONFOSSE	Thierry	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
CACHON	Thibaut	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
CADORÉ	Jean-Luc	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
CALLAIT-CARDINAL	Marie-Pierre	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
CAROZZO	Claude	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
CHABANNE	Luc	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
CHALVET-MONFRAY	Karine	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
DE BOYER DES ROCHES	Alice	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
DELIGNETTE-MULLER	Marie-Laure	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
DEMONT	Pierre	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
DJELOUADJI	Zorée	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
ESCRIOU	Catherine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
FRIKHA	Mohamed-Ridha	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
GALIA	Wessam	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences Stagiaire
GILOT-FROMONT	Emmanuelle	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
GONTHIER	Alain	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
GRANCHER	Denis	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
GREZEL	Delphine	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
HUGONNARD	Marine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
JANKOWIAK	Bernard	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences Contractuel
JAUSSAUD	Philippe	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
JEANNIN	Anne	DEPT-ELEVAGE-SPV	Inspecteur en santé publique vétérinaire (ISPV)
JOSSON-SCHRAMME	Anne	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences Contractuel
JUNOT	Stéphane	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
KODJO	Angeli	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
KRAFFT	Emilie	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
LAABERKI	Maria-Halima	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
LAMBERT	Véronique	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
LE GRAND	Dominique	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
LEBLOND	Agnès	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
LEDOUX	Dorothée	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences Stagiaire
LEFEBVRE	Sébastien	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences Stagiaire
LEFRANC-POHL	Anne-Cécile	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
LEPAGE	Olivier	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
LOUZIER	Vanessa	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
MARCHAL	Thierry	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
MATEOS	Stevana	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences Contractuel
MOISSONNIER	Pierre	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
MOUNIER	Luc	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
PEPIN	Michel	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
PIN	Didier	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
PONCE	Frédérique	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
PORTIER	Karine	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
POUZOT-NEVORET	Céline	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
PROUILLAC	Caroline	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
REMY	Denise	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
RENE MARTELLET	Magalie	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences
RIVES	Germain	DEPT-ELEVAGE-SPV	Maître de conférences Contractuel
ROGER	Thierry	DEPT-BASIC-SCIENCES	Professeur
SABATIER	Philippe	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
SAWAYA	Serge	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
SCHRAMME	Michael	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
SERGENTET	Delphine	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur
THIEBAULT	Jean-Jacques	DEPT-BASIC-SCIENCES	Maître de conférences
THOMAS-CANCIAN	Aurélie	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences Contractuel
TORTEREAU	Antonin	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences
VIGUIER	Eric	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Professeur
VIRIEUX-WATRELOT	Dorothée	DEPT-AC-LOISIR-SPORT	Maître de conférences Contractuel
ZENNER	Lionel	DEPT-ELEVAGE-SPV	Professeur

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur François MION,
De la faculté de Médecine de Lyon,
Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de mon jury de thèse,
Pour votre disponibilité et votre gentillesse,
Trouvez ici l'expression de ma gratitude et de mes hommages respectueux.

A Monsieur le Docteur Serge SAWAYA,
Du campus vétérinaire de VetAgro Sup,
Pour votre enthousiasme et votre pédagogie
Pour m'avoir donné le goût de la physiothérapie,
Mes sincères remerciements.

A Monsieur le Professeur Eric VIGUIER,
Du campus vétérinaire de VetAgro Sup,
Pour votre disponibilité lors de la mise en place du protocole de cette étude,
Pour votre aide dans l'utilisation de l'EMG,
Mes sincères remerciements.

TABLE DES MATIERES

Table des Annexes **13**

Table des figures **15**

Table des tableaux **17**

INTRODUCTION **19**

I. Partie Bibliographique : Rappels des points clés de la physiologie de l'exercice musculaire et présentation des plateaux dynamiques en rééducation fonctionnelles **21**

A. Rappels des points clés de la physiologie de l'exercice musculaire **21**

1. Le muscle strié squelettique 21
   a. Structure de la cellule 22
   b. Structure des myofibrilles 22
   c. Régions cellulaires spécialisées 23
   d. Fuseaux neuromusculaires 23
   e. Mécanisme de la contraction musculaire 24
   f. Physiologie comparative lors d'exercice 25
2. Origine des nutriments utiles à la cellule musculaire 25
   a. Origine de l'oxygène 25
   b. Les sources d'ATP 26
   c. Adaptation du système cardiorespiratoire 26
3. Motricité musculaire 26
   a. Organisation des structures du contrôle moteur 26
   b. Régulation du contrôle moteur (Thiebault, 2014) 27
   c. Motoneurone segmentaire et fibre musculaire striée squelettique 27
   d. Régulation de la force motrice développée par le muscle 28
   e. Circuits locaux et reflexes 29

B. Les plateaux dynamiques et leur intérêt en rééducation fonctionnelle **30**

1. Intérêt de la rééducation posturale et proprioceptive en physiothérapie 30
   a. L'équilibre et la proprioception 30
   b. Intérêt des exercices proprioceptifs 31
2. Exercices actifs proprioceptifs chez le chien 32
3. Les plateformes motorisées en rééducation 35
4. Les plateformes motorisées Imoove-Vet® 36
   a. Caractéristique de la plateforme 36
   b. Les paramètres 38
   c. Intérêt de son utilisation en médecine vétérinaire 40
      i. Avantages du plateau pour le thérapeute (Jacquemin-Bietrix, 2015) 40
      ii. Avantages du plateau pour l'animal et le propriétaire (Jacquemin-Bietrix, 2015) 41
      iii. Avantages pour la clinique vétérinaire (Jacquemin-Bietrix, 2015) 41
      iv. Indications 42
      v. Précautions et contre-indications 42

II. Partie expérimentale : Etude électro-myographique et cinématique chez le chien en exercice sur une plateforme motorisée Imoove-Vet® 43

A. Les chiens 44

B. Matériel et Méthodes 44

1. Le plateau motorisé Imoove-Vet® 44
2. Electromyographie de surface 44
   a. Matériel de mesure 44
   b. Enregistrement EMG 46
   c. Procédure d'acquisition 49
   d. Traitement des données 50
3. Cinématique 51
   a. Matériel et protocole 51
   b. Méthode d'analyse 53
      i. Caractérisation du mouvement du plateau 53
      ii. Méthode d'analyse 55

C. Résultats 57

1. Au repos sur le plateau 57
2. Résultats du membre pelvien 58
   a. Etude cinématique du membre pelvien 58
      i. L'articulation de la hanche 59
      ii. L'articulation du grasset 61
      iii. L'articulation du Jarret 63
   b. Activité Electromyographique des muscles du membre pelvien 67
      i. Activité EMG du muscle Fessier moyen 67
         - Pattern général 67
         - Impact de la variation de l'inclinaison du plateau 68
         - Impact de la variation de vitesse 68
      ii. Activité EMG des muscles Quadriceps et Biceps Fémoraux 68
         - Pattern général 68
         - Impact de la variation de l'inclinaison du plateau 69
         - Impact de la variation de vitesse 71
      iii. Résumé des points essentiels des résultats du membre pelvien 71
3. Résultats du rachis thoraco-lombaire 72
   a. Etude cinématique 72
   b. Activité EMG du muscle Longissimus thoraco-lombaire 75
      - Pattern général 75
      - Impact de la variation de la vitesse de rotation 76
   c. Résumé des points essentiels 77
4. Résultats du membre thoracique 77
   a. Etude cinématique du membre thoracique 77
      i. L'articulation de l'épaule 78
      ii. L'articulation du coude 80
      iii. L'articulation du carpe 82
   b. Activité Electromyographique des muscles du membre thoracique 86

i. Pattern général 86
ii. Impact de la variation d'amplitude 87
iii. Impact de la variation de vitesse 87
iv. Résumé des points essentiels des résultats concernant le membre thoracique 87
5. Bilan des résultats 88

D. Discussion 90
1. Concernant le déroulement de l'étude et la méthodologie 90
a. Etude EMG 91
b. Etude cinématique 92
2. Concernant les résultats 93
a. Résultat de l'étude cinématique 93
i. Synthèse générale 93
ii. Mouvement Elisphérique et différence membres thoraciques / membres pelviens 93
iii. Mouvements des charnières thoraco-sacrale 94
iv. Comparaison avec les études sur la locomotion 95
b. Résultats des enregistrements électromyographiques 98
i. Adaptation des chiens 98
ii. Types d'activités EMG enregistrés 99
iii. Activité des différents muscles testés 100
iv. Contractions concentriques et excentriques 102
v. Comparaison à des études sur Imoove chez l'homme 103
3. Conséquences quant à l'utilisation en rééducation fonctionnelle 104
4. Perspectives 107

Conclusion 108

Bibliographie 110

Table des Annexes

Annexe 1 : Avis du Comité Ethique 117

Annexe 2 : Abstract de la présentation lors du congrès EVSO 118

Annexe 3: Rappels des caractéristiques anatomiques des muscles 121

Annexe 4: Evaluation de l'angle articulaire de la hanche en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20 123

Annexe 5: Evaluation de l'angle articulaire de la hanche en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20 123

Annexe 6: Evaluation de l'angle articulaire de la hanche en rotation horaire et antihoraire à amplitude et vitesse variables 123

Annexe 7: Evaluation de l'angle articulaire du grasset en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20 124

Annexe 8: Evaluation de l'angle articulaire du grasset en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20 124

Annexe 9: Evaluation de l'angle articulaire du grasset en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables 124

Annexe 10: Evaluation de l'angle articulaire du jarret en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20 125

Annexe 11: Evaluation de l'angle articulaire du jarret en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20 125

Annexe 12: Evaluation de l'angle articulaire du jarret en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables 125

Annexe 13: Evaluation des angles articulaires du rachis de l'épaule en rotation horaire et à vitesse constante 20 126

Annexe 14: Evaluation des angles articulaires du rachis de l'épaule en rotation horaire et à vitesse constante 20 126

Annexe 15: Evaluation de l'angle articulaire de l'épaule en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20 127

Annexe 16: Evaluation de l'angle articulaire de l'épaule en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20 127

Annexe 17: Evaluation de l'angle articulaire de l'épaule en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables 128

Annexe 18: Evaluation de l'angle articulaire du coude en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20 128

Annexe 19: Evaluation de l'angle articulaire du coude en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20..... 129

Annexe 20: Evaluation de l'angle articulaire du coude en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables 129

Annexe 21: Evaluation de l'angle articulaire du carpe en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20..... 129

Annexe 22: Evaluation de l'angle articulaire du carpe en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20..... 130

Annexe 23: Evaluation de l'angle articulaire du carpe en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables 130

Table des figures

Figure 1: Tissu musculaire en vue de coupe (Belly, Vetagro-Sup).....22

Figure 2 : Plateforme Huber® à gauche et Imoove® à droite 30

Figure 3 : exemple d'exercice de balancement (©S Sawaya, Vetagro-sup) 32

Figure 4 : parcours de cavaletti sur tapis déstabilisant (©S Sawaya, Vetagro-sup).....33

Figure 5 : Slalom (©S Sawaya, Vetagro-sup) 33

Figure 6 : Exercice sur plateau proprioceptif(©S Sawaya, Vetagro-Sup) 34

Figure 7 : Exercice sur ballon (©S Sawaya, Vetagro-Sup).....34

Figure 8: Evolution des plateaux de rééducation (1)(©Allcare Inoovation).....35

Figure 9a: Mouvement Ellisphérique® en vue aérienne (2)(©Allcare Innovation).....36

Figure 9b: Mouvement Ellisphérique® en vue postérieure (2) (©Allcare Innovation) 37

Figure 9c: Mouvement Ellisphérique® en vue latérale (2) (©Allcare Innovation).....37

Figure 9d: Mouvement Ellisphérique® en vue aérienne (2) (©Allcare Innovation).....38

Figure 10 : Ecran de commande de la plateforme 39

Figure 11 : Présentation de l'installation pour l'étude EMG 45

Figure 12 : Schéma explicatif du matériel d'EMG 45

Figure 13 : Localisation des muscles étudiés 46

Figure 14 : Photos des électrodes en place pour le muscle quadriceps (à gauche) et le muscle fessier (à droite).....47

Figure 15 : Présentation des points moteurs.....48

Figure 16 : Position des repères cinématiques des membres.....52

Figure 17 : Position des repères cinématiques du rachis 53

Figure 18 : Schématisation des 4 temps remarquables du mouvement du plateau en rotation antihoraire 54

Figure 19: Positionnement des capteurs pour une rotation en sens horaire 55

Figure 20: Méthode de mesure (ici articulation de la hanche). L'angle de chaque segment est mesuré par le logiciel par rapport à l'horizontale. L'angle de l'articulation est alors déterminé par calcul. 56

Figure 21 : Activité tonique de base et bruit de mesure, exemple du biceps fémoral 57

Figure 22 : Angles articulaires au repos 58

Figure 23: Evolution des angles articulaires du membre pelvien lors de l'augmentation de l'inclinaison et de la vitesse du plateau (Mouvement dans le sens opposé au membre testé). A et V correspondent respectivement à l'angle d'inclinaison et à la vitesse de rotation du plateau. Le temps 5 du cycle du plateau correspond au retour au temps 1 66

Figure 24 : Activité électromyographique du muscle Fessier Moyen 67

Figure 25 : Activité EMG des muscles Quadriceps Fémoral et Biceps Fémoral.....69

Figure 26 : Mouvement dans le plan sagittal du pont vertébral pour des vitesses élevées (V60-V80) du plateau à inclinaison constante (A20). LS : charnière lombo-sacrale – TL : charnière thoraco-lombaire. 73

Figure 27 : Mouvement moyen dans le plan sagittal du pont vertébral lors de variation de l'inclinaison du plateau à vitesse constante. LS : charnière lombo-sacrale – TL : charnière thoraco-lombaire. 73

Figure 28 : Activité électromyographique du muscle Longissimus thoraco-lombaire 75

Figure 29 : Evolution de l'angle articulaire de l'épaule lors de l'augmentation de l'inclinaison et de la vitesse du plateau (Mouvement dans le sens opposé au membre testé). A et V correspondent respectivement à l'angle d'inclinaison et à la vitesse de rotation du plateau. Le temps 5 du cycle du plateau correspond au retour au temps 1 85

Figure 30: Activité EMG des muscles Supra-Epineux et Triceps Brachial 86

Figure 31 : bouledogue en rééducation post-opératoire de Hernie Discale sur le plateau Imoove-Vet® très incliné avec un ballon (S Sawaya, Vetagro-Sup) 105

Table des tableaux

Tableau I : Corrélation amplitude de rotation et angulation réelle 39
Tableau II : Corrélation vitesse de rotation et vitesse réelle 39
Tableau III: Présentation des angles maximums et minimums du membre pelvien au cours d'un cycle 59
Tableau IV: Variations des amplitudes de la hanche au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau 60
Tableau IV: Variations des amplitudes du grasset au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau 62
Tableau VI : Variations des amplitudes du jarret au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau 64
Tableaux VII : Variations des amplitudes du rachis au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison 74
Tableaux VIIIa et VIIIb : Variations des amplitudes des jonctions a) thoraco-lombaire et b) lombo-sacral au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison du plateau 74
Tableau IX: Présentation des angles maximums et minimums du membre thoracique au cours d'un cycle 78
Tableau X: Variations de l'amplitude des mouvements de l'épaule au cours d'un cycle, en fonction de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau 79
Tableau XI: Variations de l'amplitude des mouvements du coude au cours d'un cycle, en fonction de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau 81
Tableau XII: Variations de l'amplitude des mouvements du carpe au cours d'un cycle, en fonction de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau 83
Tableau XIII : Résumé des résultats de l'étude cinématique 89
Tableau XIV : Résumé des résultats de l'étude EMG 90
Tableau XV: Comparaison des amplitudes articulaires chez l'homme 95
Tableau XVI: Comparaison des amplitudes articulaires chez le chien 96
Tableau XVII – Comparatif entre activité EMG pendant la locomotion et lors d'exercice sur le plateau Imoove-Vet® 101

INTRODUCTION

Cette étude part d'une constatation simple : depuis les années 1990 la physiothérapie s'est beaucoup développée en médecine vétérinaire. Toutes les cinq ou six années voient de nouvelles technologies adaptées aux animaux, et de nouveaux appareils mis sur le marché de la rééducation animale (ultrasons, cryothérapie gazeuse, ondes de chocs extracorporelles, tapis immergés, Lasers…)

La physiothérapie en effet, offre un arsenal thérapeutique large et varié, destiné à la prise en charge complémentaire de la douleur, à stimuler la cicatrisation des tissus, à aider à la récupération fonctionnelle et fait également partie de la médecine sportive en tant que moyen de suivi, d'aide à la préparation de l'athlète et de prévention des lésions traumatiques. Dans la grande majorité des cas, ces techniques ou ces appareils sont plus ou moins directement adaptés à l'usage chez l'animal à partir des nombreux outils dont disposent les kinésithérapeutes humains. Si les dernières années ont vu se développer les études expérimentales et cliniques en physiothérapie animale, nombreuses inconnues persistent encore, comme chez l'homme d'ailleurs, concernant les paramètres optimaux ou le protocole idéal à appliquer pour certains appareils.

Une des innovations les plus récentes en physiothérapie vétérinaire, est la plateforme motorisée Imoove-Vet® destinée à la rééducation active et proprioceptive chez le chien. Ces plateaux dynamiques sont utilisés depuis plus dix ans en rééducation posturale et dans la préparation de l'athlète, et un certain nombre d'études ont permis de valider certaines de leurs indications chez l'homme.

Afin de pouvoir établir un programme de rééducation ou d'exercice objectif et raisonné, et de déterminer les paramètres optimaux adaptés à chaque cas, il est important de pouvoir comprendre d'impact de ce type d'exercice, l'influence de l'inclinaison et de la vitesse du plateau sur les mouvements articulaires et l'activité musculaire.

A cet effet, nous avons eu recours à l'électromyographie de surface (EMG) pour caractériser l'activité de plusieurs muscles d'intérêt majeur en rééducation fonctionnelle chez le chien. Elle a été associée à une étude cinématique portant sur la mesure des variations angulaires des segments des membres et du rachis au cours de différents types d'exercices avec la plateforme Imoove-vet ™.

Après avoir abordé dans une première partie les points clés de la physiologie musculaire et les principales connaissances actuelles sur les plateformes motorisées, nous présenterons dans le seconde partie notre étude expérimentale et discuterons ses résultats.

I. Partie Bibliographique : Rappels des points clés de la physiologie de l'exercice musculaire et présentation des plateaux dynamiques en rééducation fonctionnelles

A. Rappels des points clés de la physiologie de l'exercice musculaire

Les mouvements et déplacements sont permis par les muscles striés squelettiques des membres et du tronc.

1. Le muscle strié squelettique

Le tissu musculaire est composé de cellules, appelées fibres musculaires striées, capables de contractions volontaires. Le périmysium interconnecte l'épimysium et l'endomysium et subdivise le muscle en groupe de fibres de taille et de forme variables. Ces groupes sont subdivisés par l'endomysium. Ces tisssus conjonctifs, sont composés de fibres de collagènes et de fibres élastiques. Les fibres élastiques sont arrangées selon assemblage tridimensionnel (Totland et al, 1988). A l'intérieur de ces tissus, on retrouve les artères, veines, capillaires, des fibres nerveuses et des cellules adipeuses (figure1).

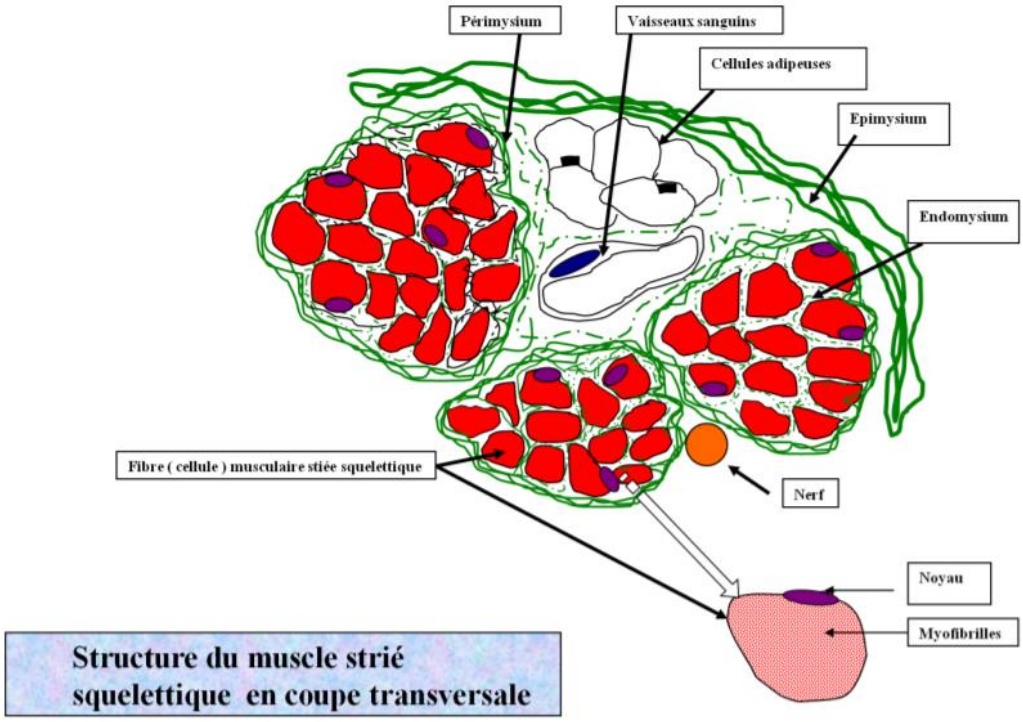


Figure 1: Tissu musculaire en vue de coupe (Belly, Vetagro-Sup)

a. Structure de la cellule

Les cellules musculaires striées sont allongées, cylindriques, fusiformes ou coniques. La membrane plasmique périphérique (sarcolemme) est revêtue d'une lame basale continue. Elle est associée au tissu conjonctif afin de permettre le passage des nutriments des capillaires vers le cytoplasme. La cellule est appelée un syncytium, puisqu'elle est issue de la fusion de différentes cellules dont les noyaux se situent le long de la membrane plasmique (Roman et Gomes, 2018). Le cytoplasme est en grande partie rempli de cylindres allongés dans le sens d'étirement de la cellule, appelés myofibrilles.

b. Structure des myofibrilles

Les myofibrilles sont formées d'unités structurales : les myofilaments qui sont parallèles au grand axe de la myofibrille. On en trouve deux types :

- Les filaments épais de myosine : la myosine est composée d'une extrémité globuleuse dite méromyosine lourde et d'une partie longue dite méromyosine légère. Dans les filaments épais les molécules de myosine sont disposées tête bêche et décalées de sorte que les têtes représentent une hélice.

- Les filaments fins d'actine : le filament d'actine est formé de deux chaines hélicoïdales torsadées d'actine, les molécules de tropomyosine se logent dans les gorges formées par ces hélices. Des molécules de troponines sont fixées à la tropomyosine.

La striation transversale de la myofribrille permet de définir l'unité fonctionnelle de cette dernière à savoir le sarcomère. Les sarcomères sont alignés transversalement à la myofibrille ce qui donne au muscle cet aspect strié (Bard et Franzini-Armstrong, 1991).

c. Régions cellulaires spécialisées

Le muscle s'attache aux os via les tendons. A chaque extrémité, la cellule musculaire striée squelettique se prolonge par des faisceaux de fibres de collagène qui constituent le tendon du muscle et s'insèrent sur l'endomysium. Le collagène est extracellulaire et s'attache au niveau des replis du sarcolemme.

Les fibres reçoivent les messages nerveux via les plaques motrices. La jonction neuromusculaire se fait entre la terminaison nerveuse du motoneurone issu des cornes ventrales de la moelle épinière, et la région spécialisée de la myofibrille. En effet, le sarcolemme présente à cet endroit de nombreux replis parallèle constituant l'appareil sous neural permettant une conduction rapide du signal. Ces deux éléments sont entourés de la cellule de Schwann seule, puisqu'à sa terminaison, l'axone perd sa gaine de myéline. Cette dernière s'insère dans une gouttière de la cellule musculaire striée (Molgo et al, 2009).

d. Fuseaux neuromusculaires

Ce sont des structures composées d'une dizaine de cellules musculaires intrafusales, de fibres nerveuses afférentes et efférentes ainsi que de la vascularisation. Le tout est entouré d'une capsule conjonctive qui rattache l'extrémité du fuseau au tendon ou à l'endomysium. Les fibres nerveuses intrafusales sont soit motrices (motoneurones γ à sensibilité statique c'est-à-dire qui renseigne sur la longueur et dynamique c'est-à-dire qui renseigne sur la variation de longueur) et se terminent par une plaque motrice. Soit elles sont sensitives et peuvent être enroulées en spirale autour des cellules renflées (conduction rapide, fibres de type Ia) ou enroulées autour des cellules étroites (conduction plus lente, fibres de type II). Dans les deux cas elles apportent au système nerveux des informations sur la sensibilité statique et dynamique. Elles deviennent ensuite des fibres myélinisées qui gagnent la moelle épinière et font synapse avec des motoneurones qui innervent le même muscles.

Ces fuseaux font offices de mécanorecepteurs, qui régulent l'intensité de la contraction musculaire. Les cellules intrafusales apprécient le degré de tension de la charpente conjonctive, l'innervation motrice maintient le degré de contraction qui permet à leur terminaison sensible à l'étirement d'être en permanence juste sous le seuil d'excitation. La contraction musculaire aboutit à une mise en tension de la trame conjonctive et donc à un étirement des cellules intrafusales. Elles transmettent alors un influx nerveux sensitif qui assure un rétrocontrôle de la contraction musculaire (Rossi-Durand, 2006). Ces mécanismes permettent la coactivation des muscles agonistes et l'inhibition des antagonistes. Ils sont associés dans ce cadre aux organes tendineux de Golgi localisés les uns à la suite des autres au niveau des jonctions myotendineuses responsables de la sensibilité à la tension passive (étirement) et active (contraction) ainsi qu'à d'autres organes articulaires (Remeaud et al, 2007).

e. Mécanisme de la contraction musculaire

L'influx nerveux arrive par le neurone moteur jusqu'à la plaque motrice ce qui induit une mobilisation des vésicules pré-synaptique suivie d'une libération d'acétylcholine dans la fente présynaptique. L'acétylcholine se fixe aux canaux Na+, ce qui entraine une onde de dépolarisation le long du sarcolemme. L'acétylcholine est rapidement détruite dans la fente par l'acétylcholinestérase.

L'onde de dépolarisation gagne les triades où le réticulum a stocké beaucoup de Ca2+ sur la protéine calséquestrine. Lorsque la concentration de calcium est faible, la troponine est ancrée à l'actine. Cette liaison entre en compétition avec la tropomyosine qui ne peut alors pas se fixer. Lorsque le calcium est libéré brutalement dans le cytoplasme, un second site de la troponine est mis en jeu ce qui permet le mouvement de la tropomyosine sur l'actine (William Lehman, 2009). On observe alors l'hydrolyse de l'ATP fixé à la myosine. Ceci entraine la libération d'énergie, permettant la formation d'un pont entre l'actine et la myosine puis la tête de myosine bascule de 45°. Cette modification permet via ces ponts d'actomyosine, le glissement de la myosine sur l'actine entrainant un raccourcissement des fibres musculaires (Rigoard et al, 2009).

Une fois l'onde de dépolarisation finie, le Ca2+ retourne dans les citernes via un canal Ca2+/H+ entrainant la captation de deux Ca2+ pour le relâchement d'un H+ et l'utilisation d'une molécule d'ATP. L'activité ATPasique disparait. La recharge en ATP se fait grâce à l'énergie stockée par le phosphagène entrainant la rupture des ponts actomyosine. Le sarcomère retrouve sa longueur initiale et la réserve de phosphagène se reconstitue (Greig et Jones, 2016).

La contraction résulte d'une succession de liaisons actine-myosine puis de dissociation permettant à la myosine d'accéder au site suivant.

f. Physiologie comparative lors d'exercice

On a précédemment vu que la contraction musculaire utilise de l'ATP. Or le stock d'ATP cellulaire est faible. Au cours de l'exercice, le stock est donc totalement consommé et il est nécessaire d'en produire en continu afin de permettre une contraction qui perdure. L'ATP peut être renouvelée via deux voies, la voie aérobie et la voie anaérobie.

La voie aérobie utilise le glucose sanguin ou le glycogène cellulaire. Le glucose entre dans le cytoplasme cellulaire pour donner du pyruvate via la glycolyse. Ce dernier va entrer au niveau de la membrane de la mitochondrie où il va être transformé en acétylcoA par oxydation. Ce dernier entre dans le cycle de Krebs qui donne de l'ATP et des coenzymes (NADH et FADH2) qui vont eux-mêmes via la chaine de transport des électrons de la paroi mitochondriale donner de l'ATP via la respiration cellulaire (Geeraerts et Vigue, 2009). Cette voie est très rentable et permet de fournir 38 à 39 ATP par glucose. D'autres molécules que le glucose peuvent entrer dans les cycles de phosphorylations oxydatives pour fournir de l'ATP.

La voie anaérobie entre en jeu lorsque le pyruvate cytoplasmique s'accumule, il est alors converti en lactate puis en ATP via la glycolyse anaérobie. L'efficacité de cette voie est réduite et ne permet l'obtention que de 2 à 3 ATP par glucose (McGowan et Hampson, 2007, Comparative exercice physiology).

2. Origine des nutriments utiles à la cellule musculaire

a. Origine de l'oxygène

L'oxygène pénètre dans l'organisme via les voies aériennes supérieures (naseaux, larynx, trachée…) puis par les voies aériennes inférieures (trachée intra thoracique, arbre bronchique, alvéoles, capillaire), puis est pris en charge par le système cardiovasculaire qui l'achemine via l'hémoglobine en passant par le cœur aux tissus à perfuser. Le volume entrant d'oxygène augmente de façon linéaire pendant l'exercice jusqu'au plateau d'entrée maximal d'O2. Le plateau maximal d'O2 est corrélé avec l'intensité de l'exercice et donc la performance de l'animal (McGowan et Hampson, 2007, Comparative exercice physiology). Le débit d'oxygène permet de limiter la phase anaérobie en début d'effort et donc de limiter la formation de lactate, l'échauffement permet une adaptation du système cardiovasculaire à l'effort, donc de limiter la phase anaérobie, et d'accéder à un meilleur résultat.

b. Les sources d'ATP

Les sources de glucose utilisable pour la cellule, sont le glycogène du foie, des muscles et les réserves de triglycérides. Les deux voies d'utilisation, aérobie et anaérobie sont toujours présentes. Mais si l'intensité de l'exercice est faible à moyenne, la voie aérobie est dominante car plus performante, par contre si l'intensité est forte, le besoin d'ATP est supérieur à la production et le taux d'oxygène est faible, la voie anaérobie est privilégiée entrainant une baisse du pH cytoplasmique (de par la forte production de lactate).

La voie aérobie est privilégiée puisque plus productive et son utilisation à forte intensité est bénéfique pour atteindre la performance maximale. L'intensité de l'exercice est exprimée en fonction du métabolisme aérobie maximal et ne correspond pas au même type d'exercice en fonction des espèces.

c. Adaptation du système cardiorespiratoire

Le but est d'apporter le maximum d'oxygène aux tissus lors d'un exercice, le système cardiorespiratoire s'adapte à l'effort dans ce but. Les voies respiratoires hautes : respiration par la gueule pour limiter la résistance au passage de l'air, augmenter le débit par augmentation de la ventilation pulmonaire, augmentation du volume tidal, augmentation de la perfusion alvéolaire (augmentation du volume d'éjection systolique, et dilatation vasculaire, augmentation du débit capillaire, augmentation du rythme cardiaque, augmentation de la perfusion périphérique…). L'augmentation du rythme cardiaque est linéaire par rapport à l'intensité de l'exercice, comme pour la consommation d'oxygène (McGowan et al, 2007).

3. Motricité musculaire

a. Organisation des structures du contrôle moteur

Le contrôle de la contraction musculaire passe par les motoneurones segmentaires et supra-segmentaires (Thiebault, 2014).

Un motoneurone segmentaire est un neurone en relation directe avec le muscle qu'il contrôle. Ce sont les motoneurones spinaux qui innervent les muscles striés squelettiques du tronc et des membres. Leurs corps cellulaires sont situés dans la corne ventrale de la substance grise de la moelle épinière, et leurs axones passent par la racine ventrale des nerfs.

Le neurone supra-segmentaire n'innerve pas directement le muscle mais le contrôle en agissant sur d'autres neurones : interneurones et motoneurones segmentaires. Ces supra-segmentaires peuvent être centraux corticaux ou centraux du tronc cérébral. Ce sont eux qui activent les motoneurones segmentaires soit directement soit via les circuits locaux.

b. Régulation du contrôle moteur (Thiebault, 2014)

Les motoneurones segmentaires sont les afférences motrices finales qui contrôlent les muscles squelettiques.
Les interneurones locaux sont un carrefour important du relais d'information et ont un rôle important dans la coordination de la contraction des différents groupes de muscles autour d'une articulation.
Les motoneurones supra-segmentaires du cortex interviennent dans la planification, la commande et le guidage des mouvements volontaires. Ils sont le lien entre la pensée et l'action.
Les motoneurones supra-segmentaires du tronc cérébral assurent l'équilibre et la stature après intégration des informations sensorielles, sensitives et proprioceptives. Ils répondent à ces informations via les motoneurones segmentaires sous forme de réflexes afin de rectifier la position. Ils gèrent la régulation automatique.
Le cervelet assure l'adéquation entre le mouvement et la commande et corrige les erreurs en adaptant la puissance développée par les muscles. Il compare les informations reçues par les récepteurs avec les commandes motrices envoyées aux motoneurones supra-segmentaires.
Les ganglions de la base pourraient jouer un rôle dans la planification.

c. Motoneurone segmentaire et fibre musculaire striée squelettique

Chaque motoneurone segmentaire innerve plusieurs fibres d'un muscle. Un motoneurone segmentaire et l'ensemble des fibres qu'il innerve est appelé **unité motrice**. Les corps cellulaires des motoneurones segmentaires innervant des fibres du même muscle sont regroupés en colonne au sein de la moelle épinière (Greig et Jones, 2016).

L'unité motrice est la plus petite unité contractile, les fibres d'une même unité sont disséminées dans le muscle afin d'avoir une répartition homogène de la force contractile tout en évitant en cas de dysfonctionnement du motoneurone l'apparition d'une zone non contractile. Le muscle est donc une mosaïque d'unités motrices.

Ils existent trois types d'unités motrices en fonction des métabolismes préférentiels (Qaisar et al, 2016):

- Les unités S ''Slow'' dites fibres de type 1, à contractions lentes et peu puissantes mais très résistantes à la fatigue, à métabolisme préférentiellement aérobie.

- Les unités FR ''Fast and Resistant'' dites fibres de type IIa, qui sont intermédiaires au deux types précédents et à métabolisme mixte.

- Les unités FF ''Fast and Fatigable'' dites fibres de types IIb, permettant une contraction rapide et très importante à métabolisme préférentiellement anaérobie.

Ces unités sont plastiques puisqu'elles peuvent s'adapter en fonction des stimulations neuromusculaires, des hormones de l'âge…

d. Régulation de la force motrice développée par le muscle

La sommation spatiale, permet de réguler la force à développer via l'activation de différentes unités motrices. Plus la force demandée est importante, plus le nombre d'unités motrices sollicitées augmentent. Les motoneurones sont activés selon l'ordre de taille des corps cellulaires croissant. Or les plus petits appartiennent aux unités motrices S et les plus grosses aux FF. Il y a donc recrutement des fibres de type S puis F puis FF. Un animal debout au repos développe une force faible permise par le recrutement d'environ 25% des motoneurones, la marche ou une course de faible intensité demande l'activation de 50% des motoneurones tandis qu'un effort bref ou inopiné demandera 100% des unités motrices.

La sommation temporelle, permet de réguler la force de la contraction au sein d'une même unité motrice. A une fréquence de stimulation faible (5Hz), le muscle se relâche avant de se contracter de nouveau, il n'y a pas d'augmentation de la force développée. A une fréquence plus élevée (30Hz), le muscle se contracte avant de se relâcher, il y a donc augmentation de la force développée par accumulation des contractions. A une fréquence plus élevée (50Hz), le muscle entre en tétanos imparfait, la force développée est en plateau quasi constant. Si la fréquence augmente encore (100Hz), la force est constante via un tétanos parfait. Les fibres FF restent contractées quelques minutes, les FR restent une dizaine de minutes et les S restent contractées plusieurs minutes voire heures après la fin de la stimulation (Thiebault, 2014).

e. Circuits locaux et reflexes

L'acte réflexe est un phénomène automatique inconscient (échappe à la volonté) et qui se traduit par la transformation d'une excitation sensitive centripète en une réponse motrice centrifuge.

Les réflexes sensori-moteurs sont des réflexes à intégration médullaire et sont monosynaptiques. Par exemple le maintien debout repose sur la contraction permanente des muscles antigravitaires dits proprioceptifs dont le tonus musculaire repose sur le réflexe myotatique. C'est la contraction du muscle en réponse à son propre étirement (provoqué par de faibles perturbations de l'équilibre), mis en évidence par les fuseaux neuromusculaires, qui tend à ramener le muscle à sa longueur initiale (Rossi-Durand, 2006). Cette activité est durable, résistante, faiblement consommatrice en énergie et résulte d'un tétanos imparfait asynchrone, les unités se contractent à tour de rôle.

B. Les plateaux dynamiques et leur intérêt en rééducation fonctionnelle

Les plateaux, ou plateformes, dynamiques sont des appareils constitués d'un plateau motorisé réalisant un mouvement rotatoire dans les 3 plans de l'espace. Ils sont utilisés en rééducation posturale et proprioceptive et dans l'entrainement des athlètes depuis une douzaine d'années chez l'homme (Zerbib, 2011) (Bottois et Rolland, 2007). A l'heure actuelle, deux modèles de fabrication française existent sur le marché. Il s'agit des plateformes Huber® (LPG medical, 26902 Valence Cedex 09) et Imoove® (Allcare Innovations, 26500 Bourg-lès-Valence) (Figures 2). Depuis quelques trois années seulement, un modèle destiné à la rééducation canine et développé par la société Allcare-Innovations fait partie la panoplie des appareils de physiothérapie vétérinaire.

Figure 2 : Plateforme Huber® à gauche et Imoove® à droite

1. Intérêt de la rééducation posturale et proprioceptive en physiothérapie

a. L'équilibre et la proprioception

L'équilibre est l'état de contrôle de sa position et de ses mouvements par un individu. La proprioception est la fonction par laquelle le cortex cérébral situe la position et les mouvements de chaque partie du corps dans l'espace.

Ceci est permis par les voies nerveuses afférentes provenant des capteurs situés dans les articulations (capsule articulaire, ligaments, ménisques), les muscles (fuseaux neuromusculaires et organes tendineux de Golgi) et les fascias. Ces mécanorécepteurs informent continuellement le système nerveux central sur la position de chaque segment du corps dans l'espace et les uns par rapport aux autres, suscitant de sa part, via les voies efférentes, des réponses motrices permettant le maintien d'un équilibre ou des réajustements posturaux correcteurs (Hewett et al., 2002).

Lors d'atteinte de l'appareil musculo-squelettique, en particulier lors de ruptures capsulo-ligamentaires et musculo-tendineuses, la proprioception est altérée. Les atteintes neurologiques (centrales, médullaires ou périphériques) s'accompagnent de perte partielle ou totale de la sensibilité proprioceptive. Elle peut cependant être entraînée ou rééduquée grâce à des exercices spécifiques utilisés en rééducation.

b. Intérêt des exercices proprioceptifs

Le principe des exercices proprioceptifs est de stimuler les réactions posturales correctrices ou adaptatrices en imposant un report de charge, des appuis asymétriques ou sur support instable, des variations de hauteur d'appui. Cet exercice réalisé en condition d'instabilité permet un travail de renforcement aussi bien les muscles (ou faisceaux de muscles) à fonction dynamique dominante que les muscles (ou faisceaux musculaires) à fonction dominante posturale et équilibrante.

Chez l'homme, une augmentation significative de l'activité électromyographique (EMG) des muscles posturaux lors de la réalisation d'un exercice sur surface instable comparativement au même exercice réalisé sur surface stable, a été montrée dans plusieurs études (Anderson and Behm, 2005 ; Kornecki et al. 2001 ; Norwood et al. 2007). Une augmentation de l'activité EMG d'environ 30 % pour les muscles abdominaux et de 34 % pour les muscles spinaux en condition d'instabilité induite par des coussins de proprioception disposés en dessous des deux pieds par rapport à une condition stable est rapportée par Anderson & Behm (2005). Par ailleurs, l'exercice en situation instable augmente la co-contraction des muscles antagonistes au niveau des membres : Behm et al (2002), rapportent une augmentation de 31 % de l'activité EMG pour les antagonistes des fléchisseurs plantaires et de 40 % pour les antagonistes des extenseurs du genou lors d'un exercice sur ballon de rééducation (« swiss ball ») comparé au même exercice réalisé sur le sol.

Enfin, les revues systématiques les plus récentes sur le sujet concluent que l'exercice proprioceptif régulier permet d'améliorer la rééducation posturale et le contrôle neuromusculaire, d'une part, et que l'association des exercices proprioceptifs et neuromusculaires est efficace dans la récupération fonctionnelle et la prévention des récidives suite à des blessures du genou et de la cheville, d'autre part (Zech et al., 2009 et 2010). L'effet de l'entrainement proprioceptif seul reste cependant incertain.

2. Exercices actifs proprioceptifs chez le chien

Outre les exercices classiques permettant la lutte contre l'amyotrophie, le renforcement musculaire et la mobilisation dans les amplitudes articulaires actives (Exercices de mise en charge, locomotion contrôlée à différentes allures, déplacements sur pentes ascendante ou descendante, passages d'obstacles au sol, tapis roulant, tapis immergé, nage ..) différents exercices à composante proprioceptive dominante peuvent être appliqués chez le chien, dont certains sont adaptés des techniques de physiothérapie de l'homme. On distingue :

- Des exercices de « balancement » ou de « stabilisation rythmique » : Le chien étant placé debout sur le sol, les mains sont posées de part et d'autre en regard des hanches pour un travail sur l'arrière-train, ou sur les épaules pour un travail sur l'avant-main. Une légère poussée est alors rythmiquement appliquée de façon à faire balancer doucement l'animal d'avant en arrière, ou de droite à gauche (Figure 3) Ces exercices de report de charge induisent un déséquilibre suscitant les réactions de réajustement postural. Le niveau de difficulté de l'exercice est accru en le réalisant par exemple en en supprimant l'appui d'un membre, et en le réalisant sur sol instable (tapis déstabilisant, coussin de proprioception, matelas incomplètement gonflé, ballon « cacahuète », trampoline).

Figure 3 : exemple d'exercice de balancement (©S Sawaya, Vetagro-sup)

- **Les parcours proprioceptifs** : Ils sont généralement composés de cavalettis ou d'obstacles divers, à la hauteur et à l'espacement variables. Ils doivent être franchis d'abord au pas lent bien décomposé, puis à vitesse plus rapide. L'entrainement de la coordination motrice est augmenté quand l'intervalle entre deux obstacles est plus court que la distance entre les membres thoraciques et pelviens (Figure 4). Le chien se trouve alors en train de franchir simultanément une barre avec un antérieur et une autre avec un postérieur. Ce parcours peut être réalisé sur un support déstabilisant, telle une suite de tapis d'équilibre Airex Balance ® ou de matelas de différentes consistances et épaisseurs. Un parcours de slalom (en ligne droite, en cercle ou en zig-zag) implique des appuis asymétriques et un travail accru des muscles posturaux du rachis et constitue également un très bon exercice de renforcement musculaire et proprioceptif (Figure 5).

Figure 4 : parcours de cavaletti sur tapis déstabilisant (©S Sawaya, Vetagro-sup)

Figure 5 : Slalom (©S Sawaya, Vetagro-sup)

- **Les plateaux d'équilibre ou de proprioception :** Bien connus et utilisés en cabinet de kinésithérapie depuis 1965, ils sont également utilisables et intéressants chez le chien. Les planches rectangulaires permettant un mouvement unidirectionnel en équilibre sur une barre rectiligne. Mais le plus connu est le plateau de Freeman constitué d'une planche circulaire posée sur une demi-sphère créant un mouvement multidirectionnel. L'individu sur le plateau crée son propre déséquilibre, qui est donc incontrôlé. Chez le chien, les membres pelviens ou les membres thoraciques sont placés sur le plateau d'équilibre, les autres sur le sol. Le manipulateur impose des perturbations de l'équilibre par des inclinaisons et des rotations du plateau dans différentes directions (Figure 6). Les chiens de petite taille peuvent être placés en entier sur le plateau. Les mouvements appliqués au plateau à amplitude et vitesse progressives ne doivent pas être réguliers afin de limiter leur anticipation par le chien. Les membres en dehors du plateau peuvent être placés en hauteur ou sur une surface instable. Sur le même principe on a également recours à des coussins d'air ou des ballons de rééducation (Figure 7).

Figure 6 : Exercice sur plateau proprioceptif(©S Sawaya, Vetagro-Sup)

Figure 7 : Exercice sur ballon (©S Sawaya, Vetagro-Sup)

3. Les plateformes motorisées en rééducation

L'apparition récente des techiques motorisées a permis de contrôler tous les paramètres du mouvement (sens, vitesse, inclinaison du plateau) et donc des déséquilibres qui sont induits par la machine et non plus par le patient comme avec les planches de proprioception (figure 2), déclenchant la chaîne des réactions posturales correctrices mettant en jeu des ajustements réactionnels et anticipés (Hureau, 2015) (Zerbib, 2011).

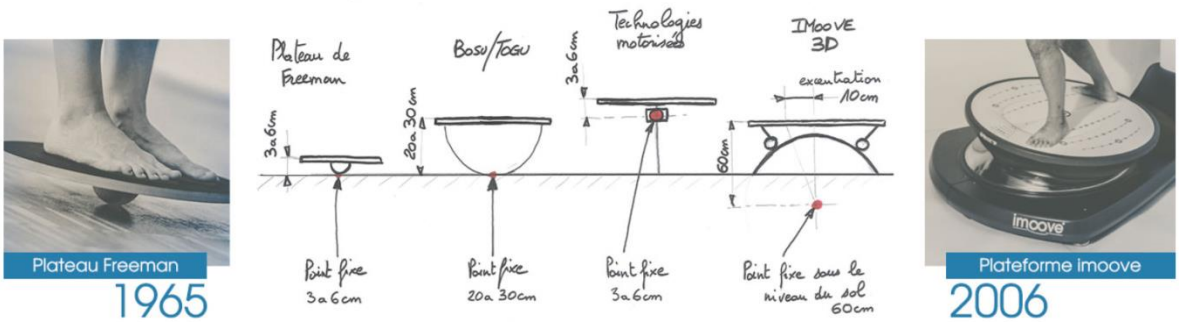


Figure 8: Evolution des plateaux de rééducation (1)(©Allcare Inoovation)

Leur mouvement combine des composantes rotatoires, de bascule latérale et d'inclinaison crânio-caudale. Ils permettent de réaliser une rééducation active globale du corps sollicitant simultanément les différentes chaines myo-fasciales et les centres de l'équilibre et de la coordination des mouvements.

Plusieurs études expérimentales ou cliniques ont porté sur ces plateaux motorisés et validé un certain nombre d'utilisation chez l'homme.

- La plateforme Huber® favorise les capacités d'équilibre (diminution de l'aire de distribution du centre de gravité) et les fonctions musculaires. Ces bénéfices sont plus facilement visibles chez les sujets sédentaires (ayant peu d'activité physique autre). Ce qui les rend particulièrement intéressant pour une utilisation auprès des personnes âgées ou présentant des troubles proprioceptifs (Couillandre et al, 2008). La force musculaire est augmentée et l'équilibre statique amélioré d'où une réduction des pertes d'équilibre chez les patients gériatriques (Chalavon, 2012).

- Dans une autre étude chez 22 athlètes entraînés avec la plateforme Huber® pendant 2 mois Galozzi et al (2005) ont montré que l'aire de distribution du centre de gravité pendant l'exercice était diminuée et que la force musculaire des membres inférieurs était augmentée. Sur le même plan, l'exercice sur plateau motorisé augmente la tonicité et la force des muscles quadriceps et gastrocnémiens (Grazia et al 2009) ainsi que la contractilité isométrique du muscle gastrocnémien du pied, ce qui permet un meilleur recrutement spatio-temporel du muscle et donc une meilleure synchronisation et coordination agoniste/antagoniste avec le muscle tibial crânial (Santagata, 2009).

- La rééducation avec la plateforme Imoove® permet d'améliorer la qualité de vie en réduisant la douleur, en augmentant la souplesse lors du traitement de lombalgie chronique (Vermote, 2012).

- Le travail statique sur plateau le rend accessible aux personnes présentant des fragilités cardio-respiratoires (Guiraud et al, 2015).

A contrario, l'utilisation des plateaux motorisés dans la rééducation animale, très récente, reste encore empirique et seules des observations cliniques ont permis de conclure à une adaptation rapide et à des résultats encourageants lors de son utilisation pour la rééducation (Jacquemin-Bietrix L, 2015).

4. Les plateformes motorisées Imoove-Vet®

a. Caractéristique de la plateforme

L'Imoove-Vet® correspond un modèle de la gamme Imoove® modifié et adapté à l'usage chez le chien (modèle Imoove 100® destiné en particulier à la rééducation des personnes âgées) par la société Allcare Innovations en collaboration avec Jacquemin-Bietrix L (2015).

Le plateau se meut sur une demi-sphère décrivant un mouvement, non pas sphéroïdal, mais qualifié d'Elisphérique ® par le fabricant. Ce mouvement résulte de la combinaison de trois mouvements : rotation, excentration et inclinaison, donnant un tracé élliptique ou spiralé en trois dimensions. Ce mouvement est expliqué dans les figure 9a, b, c et d.

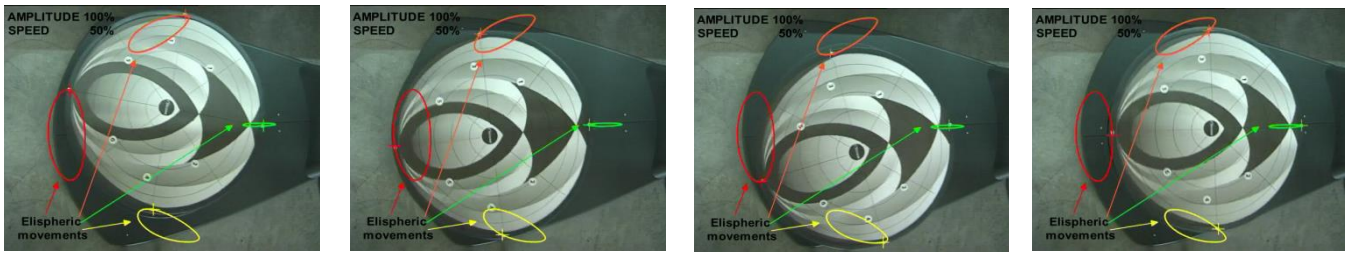


Figure 9a: Mouvement Ellisphérique® en vue aérienne (2)(©Allcare Innovation)

En vue aérienne, on peut suivre le déplacement des pôles. Ces derniers décrivent des ellipses. Les ellipses décrites par les pôles latéraux sont symétriques. Par contre, les pôles antérieur et postérieur décrivent des mouvements différents. Le pôle antérieur décrit une ellipse très fine tandis que le pôle postérieur décrit une ellipse large.

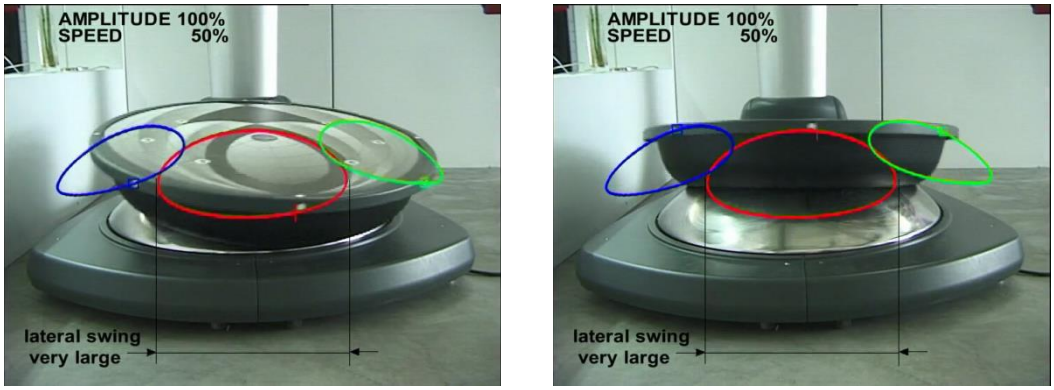


Figure 9b: Mouvement Ellisphérique® en vue postérieure (2) (©Allcare Innovation)

Lorsque l'on regarde le mouvement réalisé par le plateau en vue postérieure, pour une amplitude réglée sur 100% et une vitesse de 50%, on note que chaque points du plateau réalise une ellipse On observe aussi que le point au centre subit un mouvement latéral très important. La présence de deux centres de rotation permet d'excentrer le patient et de créer des déséquilibres importants tout en maitrisant l'importance de ces derniers (réglages de l'amplitude et de la vitesse possible).

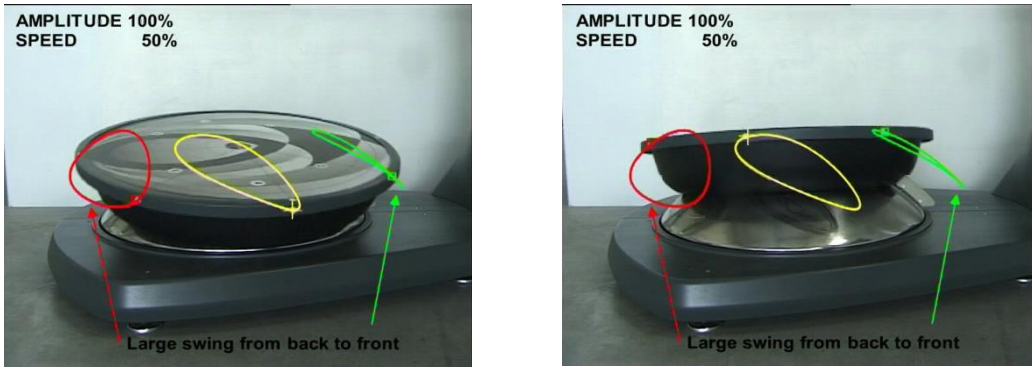
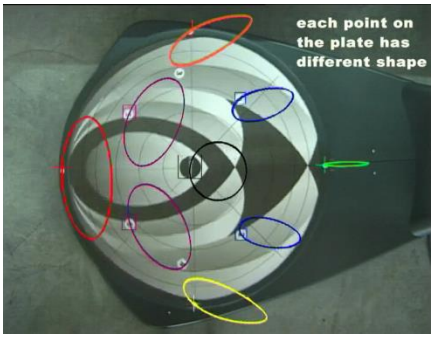


Figure 9c: Mouvement Ellisphérique® en vue latérale (2) (©Allcare Innovation)

La vue latérale montre de la même façon les ellipses décrites par les différents points du plateau. Ici il apparait de nouveau que les points antérieurs et postérieurs décrivent des mouvements différents.



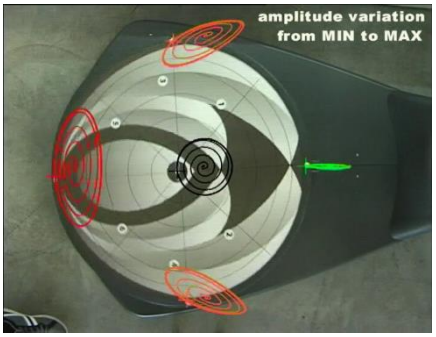


Figure 9d: Mouvement Ellisphérique® en vue aérienne (2) (©Allcare Innovation)

En vue aérienne, on peut mettre en évidence les différentes trajectoires décrites par les points du plateau. Ces trajectoires varient en fonction des réglages effectués et notamment des variations d'amplitude. Plus l'amplitude de rotation du plateau est importante plus les ellipses sont grandes.

Selon le fabricant, ce mouvement serait plus en adéquation avec celui des surfaces articulaires des corps vertébraux. La perception du mouvement dépend du positionnement sur la plateforme. Pour un bipède, le mouvement perçu à l'avant est surtout dans le sens antéro-postérieur, tandis qu'à l'arrière il est ressenti dominant dans le sens latéro-latéral. Bruyneel et Broussion (2013) en tirent une application quant au positionnement adéquat du pied en appui monopodal lors de la rééducation de la cheville. Mais aucune étude publiée ne montre actuellement l'impact réél du mouvement Elisphérique® en rééducation ou en préparation sportive comparativement au mouvement simple sphéroïdal.

On ne connaît pas non plus à l'heure actuelle quel intérêt et quel impact peut avoir cette « asymétrie » du mouvement du plateau Imoove ® chez un quadrupède comme le chien. Nous pouvons juste constater que les membres thoraciques supportant la plus grande partie du poids statique du corps (60%) et considérés comme « porteurs », « suspenseurs » et « amortisseurs » se trouvent positionnés dans la partie antérieure du plateau, tandis que les membres pelviens soulagés d'une partie de cette charge et considérés comme « propulseurs » se placent dans la partie postérieure du plateau.

b. Les paramètres

Les commandes de l'appareil sont groupées sur un écran tactile. Il est possible de sélectionner ou modifier les paramètres suivants (figure 10) :

- **La vitesse de rotation du plateau** (V) qui varie de 0 à 36 tours par minute. Sur l'écran, l'échelle de la vitesse est graduée de 0 à 100 avec une incrémentation ou décrémentation par unité de 5.

- **Le degré d'inclinaison du plateau** (A pour « amplitude ») correspondant à une variation d'amplitude de 0 à 8°. L'échelle sur l'écran est graduée de 0 à 100 (incrémentation ou décrémentation par unité de 10)

- **Le sens de rotation** (horaire et anti-horaire) du plateau pour un travail soit symétrique soit en appuis sur un côté. Il peut être modifié manuellement ou réglé automatiquement.

- **La durée de la séance**.

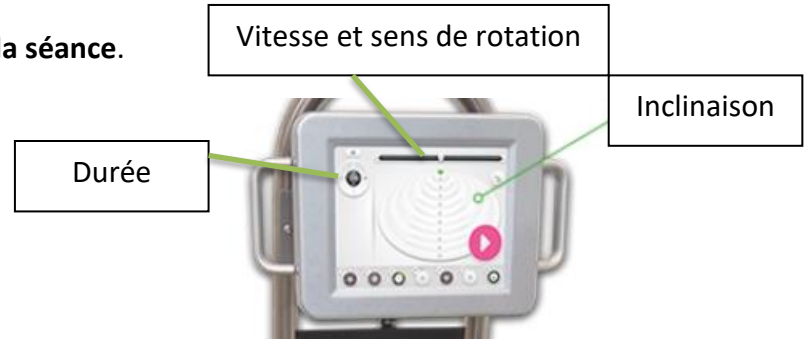


Figure 10 : Ecran de commande de la plateforme

Les tableaux I et II présentent les correspondances entre les indications du plateau et les mouvements réels.

Tableau I : Corrélation amplitude de rotation et angulation réelle

Amplitude plateau	Amplitude réelle en °
0	0
10	0,8
20	1,6
40	3,2
60	4,8
80	6,4
100	8

Tableau II : Corrélation vitesse de rotation et vitesse réelle

Vitesse plateau	Vitesse réelle tr/mn	Durée de 1 tour en seconde	Durée de ¼ de tour en seconde
10	6	10,00	2,50
20	12	5,00	1,25
30	18	3,33	0,83
40	24	2,50	0,63
50	30	2,00	0,50
60	36	1,67	0,42

L'appareil propose également des programmes spécifiques et des programmes en mode aléatoire (changements d'inclinaison et/ou de vitesse et changement de sens de rotation de façon imprévisible).

c. Intérêt de son utilisation en médecine vétérinaire

Les spécificités du plateau motorisé sont particulièrement intéressantes pour la rééducation des chiens. En effet :

- Les exercices proprioceptifs « traditionnels » décrits plus haut, notamment sur des supports instables (plateaux, coussins, ballons) ne sont pas toujours appréciés ou tolérés par les chiens, et ne peuvent pas être appliqués plus que quelques minutes. La motorisation du plateau permet de contrôler les paramètres et d'imposer un exercice reproductible d'une séance à l'autre d'une part, et de mettre en place des phases de travail avec éventuellement des paramètres variant progressivement sur plusieurs minutes d'autres part, et de manière plus acceptée par les chiens.

- Le déséquilibre imposé par le plateau de façon cyclique amène le chien à se rééquilibrer en permanence entrainant la mise en place d'ajustements posturaux réactionnels et anticipatoires. Ceci met en jeu simultanément et de façon coordonnée plusieurs chaines myofasciales, et stimule les centres neurologiques du mouvement, de l'équilibre et de la coordination.

i. Avantages du plateau pour le thérapeute (Jacquemin-Bietrix, 2015)

L'utilisation régulière du plateau par des praticiens vétérinaires a permis de mettre en évidence plusieurs avantages à son utilisation :

- Le plateau s'avère être une aide au diagnostic car il met souvent en évidence une tendance à la décharge d'un membre ou une suppression d'appui sur un membre, ou une faiblesse musculaire qui peut ne pas être évidente ou visible à l'examen en mouvement, voire parfois à l'examen palpatoire.

- Le suivi des séances est facilité puisque la progression est quantifiable, l'exercice est reproductible, la mise en charge de chaque membre est progressive.

- L'ergonomie de travail du thérapeute est prise en compte, le travail statique permet de pouvoir s'assoir et la possibilité d'ajouter des ballons permet de soutenir les animaux en suppression d'appui. De plus les chiens lourds et lunatiques peuvent être facilement pris en charge.

ii. Avantages du plateau pour l'animal et le propriétaire (Jacquemin-Bietrix, 2015)

Le plateau motorisé est très bien toléré sur de courtes séances (10mn-15mn). L'appareil est silencieux et sans danger ce qui sécurise les animaux les plus craintifs. Il ne nécessite pas de préparations telles que la tonte ou l'échauffement. La présence du propriétaire face à l'animal permet de rassurer ce dernier.

Les animaux âgés ainsi que les chiens présentant des insuffisances cardio-respiratoires (notamment les chiens de races brachycéphales) peuvent être pris en charge via cette plateforme à moindre risque, tant que l'exercice est réalisé avec un minimum de précautions et sans solliciter un effort prolongé avec des paramètres d'inclinaison et de vitesse élevés. Les risques d'essoufflement ou de syncopes sont donc mieux maitrisés que lors l'un travail dynamique. Guiraud et al (2015) ont montré l'intérêt de l'exercice sur plateau motorisé chez les personnes aux capacités cardio-respiratoires diminuées.

Avec des paramètres d'inclinaison et de vitesse faibles, le travail articulaire et musculaire demandé est de faible impact puisqu'il n'y a pas de phase de suspension et de réception comme dans la marche et la course, ce qui permet une prise en charge post-opératoire précoce.

Comme dans toute prise en charge en rééducation fonctionnelle, ou tout entrainement sportif sérieux, l'exercice avec le Imoove-Vet® nécessite des séances régulières sur une période plus ou moins longue. De ce fait les protocoles proposés peuvent sembler contraignants (en général 1 à 2 séances par semaine pendant 6 à 8 semaine, voire parfois plus dans les affections neurologiques). Mais, comme dans tout protocole de physiothérapie, ils peuvent être adaptés au cas par cas.

iii. Avantages pour la clinique vétérinaire (Jacquemin-Bietrix, 2015)

La mise en route de l'Imoove-Vet® est aisée et peut être expliquée au propriétaire qui devient acteur de la séance et peut assurer un programme mis en place par le vétérinaire qui peut ne pas être obligatoirement présent sur toute la durée de la séance. Pour autant, ce travail ne peut pas être effectué à la maison et nécessite un passage à la clinique permettant de fidéliser la clientèle.

iv. Indications

Dans l'état actuel des connaissances, le manque quasi-total d'études sur l'appareil chez les animaux, et le peu de recul par rapport à son utilisation en clinique, ne permettent pas de définir des indications spécifiques ou précises de façon objective. Ces indications se calquent sur ce qui est réalisé chez l'homme et se superposent à celles des techniques de rééducation active et proprioceptive classiques chez le chien, c'est-à-dire, la prise en charge lors d'affections rhumato-orthopédiques et neurologique d'une part, et la préparation du chien de sport.

v. Précautions et contre-indications

Pour les mêmes causes évoquées plus haut, il n'est pas possible de citer à l'heure actuelle de contre-indications spécifiques de façon objective. De façon générale, on peut considérer qu'elles se superposent à celles de tout travail de rééducation active, en particulier en ce qui concerne les phénomènes inflammatoires aigus d'une part, et doivent découler du simple bon sens d'autre part, c'est-à-dire appliquer l'exercice adapté au statut algique et fonctionnel du patient, et faire attention avec l'usage des paramètres élevées du plateau. La pratique de l'Imoove-vet® fait partie de l'exercice de la physiothérapie, et ne doit être pratiqué que par un vétérinaire formé et compétent dans la discipline et sous son contrôle.

II. Partie expérimentale : Etude électro-myographique et cinématique chez le chien en exercice sur une plateforme motorisée Imoove-Vet®

Le but de cette étude est double :

- Comprendre les variations d'amplitudes des articulations des membres et la façon dont certains muscles majeurs (notamment posturaux) sont sollicités au cours de l'exercice sur le plateau motorisé Imoove-Vet® qui diffère de la locomotion par son absence de phase soutien ;

- Déterminer l'influence de la variation de la vitesse et de l'inclinaison du plateau sur cette activité musculaire et les amplitudes articulaires.

Ces connaissances permettraient d'adapter de façon raisonnée et basée sur des données biomécaniques les paramètres de l'exercice sur ce type d'appareil lors d'un programme de rééducation fonctionnelle ou lors de l'entrainement du chien athlète.

A cet effet, nous avons eu recours à des enregistrements par électromyographie de surface pour caractériser l'activité des muscles étudiés, complétés par une étude cinématique des variations angulaires des segments des membres au cours de différents types d'exercices avec la plateforme Imoove-vet™.

Le protocole de l'étude a été approuvé par le Comité d'Ethique de Vetagro-Sup sous le numéro 1831 (annexe 1). Cette étude a fait l'objet d'une présentation orale lors du Congrès de l'EVSO (21-23 septembre 2017) à Vetagro-Sup campus de Lyon sous le titre : **"** Interest of motorized platforms for proprioceptive and postural rehabilitation. Surface electromyography and kinematic study in the dog training on an Imoove-Vet® platform. Presentation of the study and preliminary results.**"** (Dufresne et Sawaya, 2017) (annexe 2).

A. Les chiens

Les mesures ont été réalisées chez deux chiens sains, ne présentant aucune boiterie, ni toute autre affection susceptible d'interférer avec les mesures réalisées :

- Ipso, un berger australien de 4 ans, mâle castré, sans antécédent de traumatisme ou de boiterie. Il a été testé avant ses 1an pour la dysplasie de la hanche et la radiographie ne montre pas de modification visible. Au cours de l'étude, il n'a montré aucun épisode de boiterie ou de gêne.

- Iago, un berger belge de 4 ans, mâle entier. Il ne présente aucun antécédent de boiterie ou de traumatisme. Il est officiellement testé de grade AA pour la dysplasie de la hanche. Lors de l'étude aucun trouble de la locomotion n'a été observé par son propriétaire.

Les propriétaires des deux chiens, ont signé un consentement éclairé afin que leurs chiens servent dans cette étude. La première séance de plateau rotatif a eu lieu en présence des propriétaires, par la suite, les chiens ont pu être laissés sous notre responsabilité.

B. Matériel et Méthodes

1. Le plateau motorisé Imoove-Vet®

L'étude a été réalisée avec un appareil Imoove-Vet® mis à disposition du service de Physiothérapie- Rééducation – Ostéopathie du Campus Vétérinaire de Lyon par la société Allcare Innovation® *(26500 Bourg-lès-Valence)* pour la durée de l'étude.

2. Electromyographie de surface

a. Matériel de mesure

L'activité musculaire au cours de l'exercice sur le plateau Imoove® a été enregistrée par électromyographie de surface, au moyen du système d'exploitation DataLINK Biometrics® (*Biometrics Ltd, Newport, United Kingdom)*. Ce système se compose d'un boitier d'enregistrement du signal électrique de l'activité musculaire au moyen d'électrodes permettant de convertir les données analogiques obtenues en données digitales d'une part, et d'un logiciel de traitement de ces dernières d'autre part (figures 11 et 12).

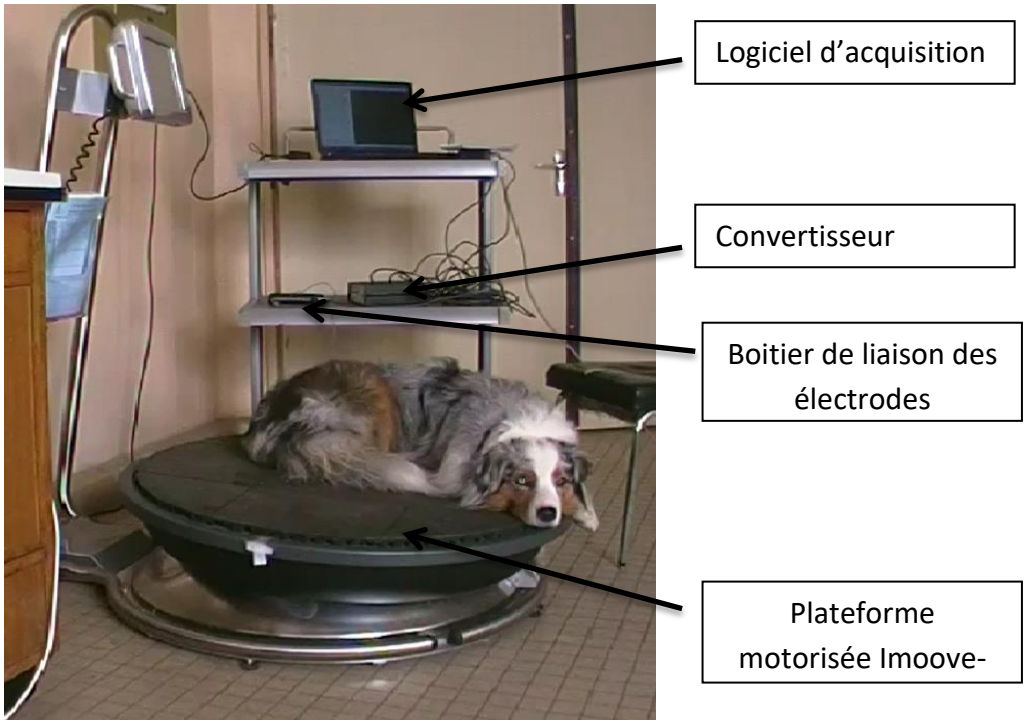


Figure 11 : Présentation de l'installation pour l'étude EMG

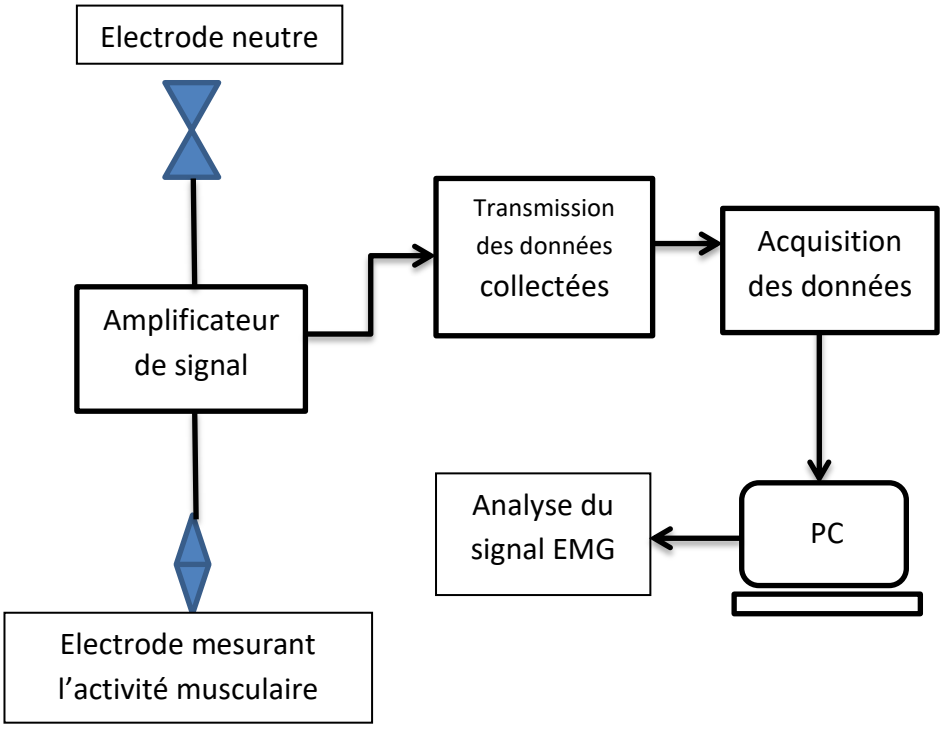


Figure 12 : Schéma explicatif du matériel d'EMG

b. Enregistrement EMG

Six muscles ont été étudiés : les muscles supra-épineux *(supra spinatus)*, triceps brachial *(triceps brachii)*, longissimus thoraco-lombaire *(longissimus dorsi)*, fessier moyen *(gluteus medius)*, biceps fémoral *(biceps femoris)* et quadriceps fémoral *(quadriceps femoris)* (figure 13). Les principaux points d'anatomie des muscles étudiés sont rappelés en annexe 3 (Barone., 2000).

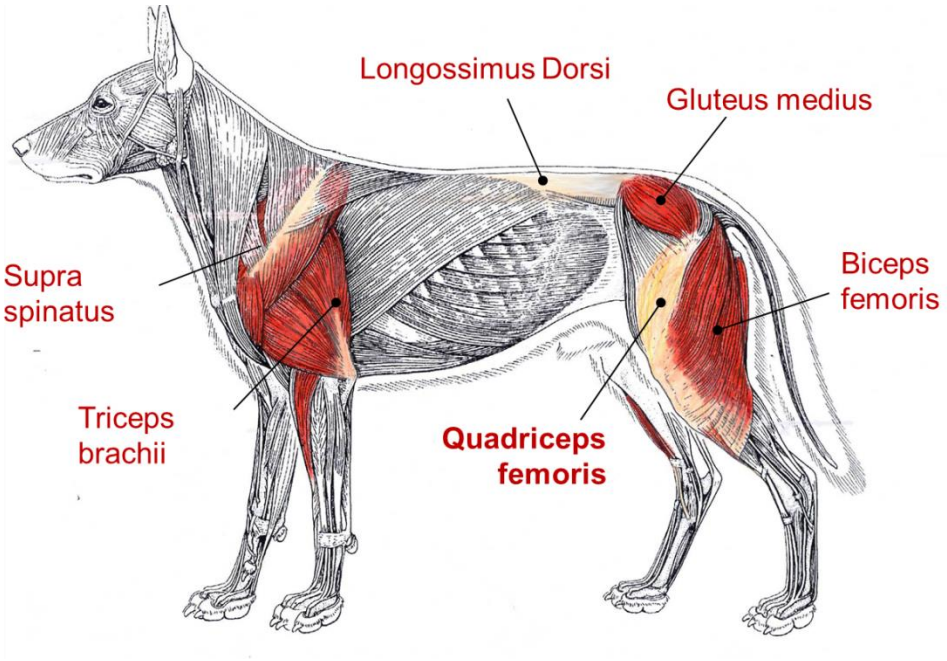


Figure 13 : Localisation des muscles étudiés

L'enregistrement nécessite la mise en place de deux électrodes:

- L'une est un patch d'électrode bipolaire circulaire permettant de détecter l'activité musculaire électrique. Elle est placée en regard du point moteur du muscle à étudier, déterminé d'après la cartographie des points moteurs établie par Thomson et Bowen (1971) pour l'électrodiagnostic chez le chien (figures 14 et 15). L'orientation de l'électrode est parallèle aux fibres du muscle (Hermens HJ, 2000).

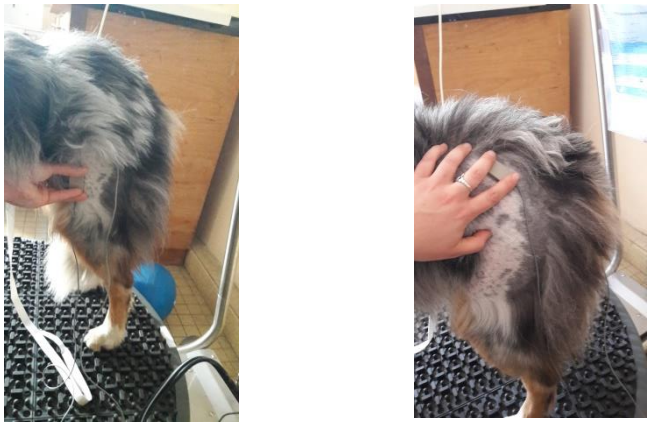


Figure 14 : Photos des électrodes en place pour le muscle quadriceps (à gauche) et le muscle fessier (à droite)

- L'autre est une électrode de masse placée en regard de la zone lombo-sacrale comme décrit dans les études menées par Bockstahler et ses collaborateurs et maintenue par un élastique autour du chien (Bockstahler et al, 2011 ; Bockstahler et al, 2012).

Les points moteurs des muscles étudiés sont présentés dans la figure 15.

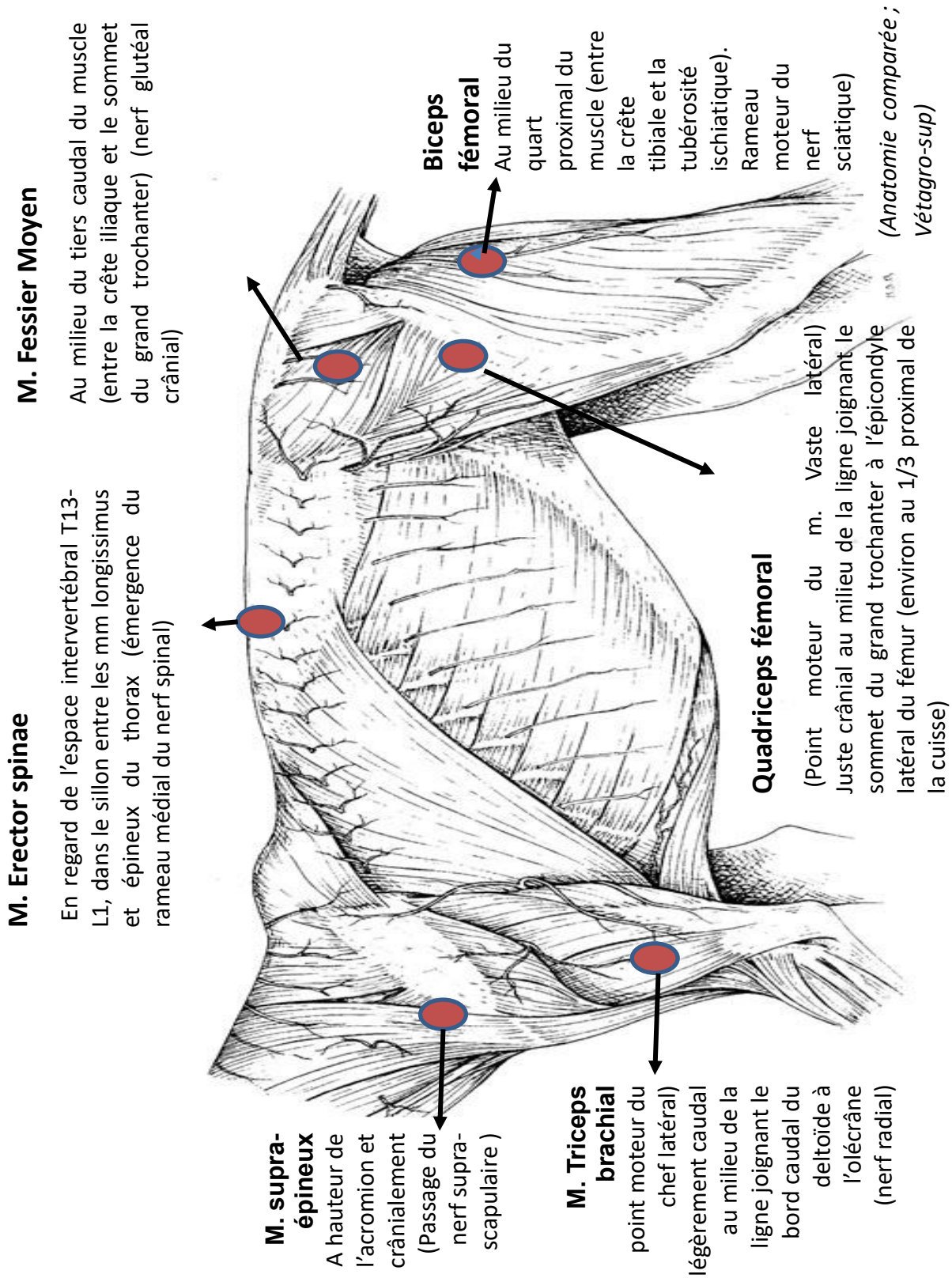


Figure 15 : Présentation des points moteurs

Les zones de contact avec les électrodes sont tondues et dégraissées à l'alcool à 70° avant chaque phase de test. Afin d'obtenir la meilleure reproductibilité dans leur placement, les électrodes sont positionnées, pour tous les tests, par le même opérateur sur l'animal en position debout sur le plateau de la machine.

Les paramètres d'acquisition définis pour l'étude proviennent des réglages proposés par le manuel d'utilisation ainsi que des paramètres optimums répertoriés au cours de la dizaine de séances d'essais effectuées. L'échelle verticale correspond au signal reçu par l'électrode, son amplitude est de 2mV. La fréquence d'acquisition est de 2000Hz. La sensibilité du capteur est réglée à 3V. La puissance de sortie est réglée à 3550mV.

Afin de minimiser les bruits parasites lors de l'acquisition, l'ordinateur ainsi que le boitier DataLINK Biometrics® sont branchés sur des prises dissociées de celle liée au plateau rotatif.

Une vidéo avec un angle de prise de vue englobant l'ensemble du chien sur le plateau et l'écran de l'ordinateur est réalisée simultanément avec une caméra numérique posée sur un tripode à quatre mètres du plateau.

c. Procédure d'acquisition

Seuls les muscles gauches ont été étudiés. A chaque séance et pour chaque muscle testé, le protocole d'enregistrement électromyographique a suivi les étapes suivantes :

- Exercice sur le plateau à différentes vitesses et inclinaisons progressivement croissantes pendant une dizaine de minutes sans aucun enregistrement de façon à laisser le chien s'habituer (ou se réhabituer) au mouvement.

- Tonte puis dégraissage à l'alcool des zones de placement des électrodes

- Positionnement et fixation de l'électrode neutre en regard du sacrum ;

- Réalisation d'un premier enregistrement sans électrodes supplémentaires. Cette étape permet de vérifier, qu'il y a le moins possible de bruits provenant de courants électriques, de perturbations électrochimiques au niveau des électrodes (Law et al, 2011).

- Positionnement de l'électrode de détection en regard du point moteur du muscle et réalisation d'un premier enregistrement ''au repos'', c'est-à-dire sans mouvement du plateau. Lors de cet enregistrement, la localisation du capteur est ajustée de façon plus précise afin que toute mobilisation anatomique du muscle entraine une modification du signal enregistré. Un signal de base du muscle est alors enregistré.

- Réalisation des enregistrements à vitesse constante (V20 sur l'échelle du plateau soit 1.12 rotation/minute) et avec des inclinaisons croissantes (de A10 à A100 sur l'échelle du plateau soit de 1.7 à 8°) dans les sens horaire et antihoraire.

- Réalisation des enregistrements à amplitude constante (A20 sur l'échelle du plateau soit 1.7°) et à vitesses croissantes (de V10 à V60 sur l'échelle du plateau soit de 6 à 60 rotations par minute) dans les sens horaire et antihoraire.

- Tous les enregistrements sont filmés. Un signal audio permet de synchroniser la vidéo avec le début de chaque acquisition. Les quatre pôles du plateau ont été matérialisés par des marqueurs adhésifs afin d'avoir des repères lors du traitement des données.

d. Traitement des données

Les données obtenues via les enregistrements ont été traitées directement sans application de filtre, sans utilisation de logiciel de traitements de données. L'analyse a été pratiquée via l'interface du logiciel DataLINK Biometrics® directement sur les graphiques.

Différentes étapes ont servi à décrypter le travail musculaire pour répondre à différentes questions :

- Y a-t-il modification du signal électrique lorsque l'inclinaison du plateau augmente. Si oui de quelle manière ?
- Y a-t-il modification du signal lorsque la vitesse de rotation du plateau augmente. Si oui de quelle manière ?
- Y a-t-il correspondance entre un signal et une phase du cycle reconnaissable ?

L'activité de chaque muscle a été caractérisée par :

- Son pattern général,
- La durée de l'activité,
- L'amplitude du signal,
- Sa correspondance avec le mouvement du plateau,
- Son évolution en fonction de l'amplitude et de la vitesse
- La comparaison entre les chiens.

Pour chaque enregistrement, l'étude a été effectuée sur au moins cinq cycles présentant des contractions comparables et régulières.

3. Cinématique

La cinématique ou analyse du mouvement permet de mesurer les angles de flexion et d'extension des articulations durant un mouvement comme la marche ou la réalisation d'une séquence sur Imoove® (Millis and Levine, chapitre 13, 2014).

Dans notre étude, l'analyse du mouvement est destinée à évaluer les variations angulaires des membres et leur correspondance avec l'activité EMG au cours de l'exercice sur le plateau Imoove-Vet®. Elle a été réalisée sur le chien Ipso à la suite des enregistrements électromyographiques.

a. Matériel et protocole

Une caméra numérique posée sur un tripode à une distance de 4m du plateau motorisé enregistre les mouvements du plateau et du chien muni de marqueurs. L'axe de la caméra est perpendiculaire à l'axe longitudinal du chien. Pour la colonne vertébrale, une seconde caméra placée verticalement au-dessus du dos du chien filme simultanément.

Des billes sphériques en polystyrène ont constitué des marqueurs blancs. Elles ont été enveloppées de ruban adhésif et collées sur la peau préalablement tondue en regard de repères anatomiques facilement identifiables et palpables, et classiquement utilisés dans les études cinématiques (Silva et al, 2014). Un seul manipulateur est intervenu dans leur mise en place. Les marqueurs sont positionnés sur le côté droit du chien. Les repères utilisés sont présentés dans les figures 16 et 17.

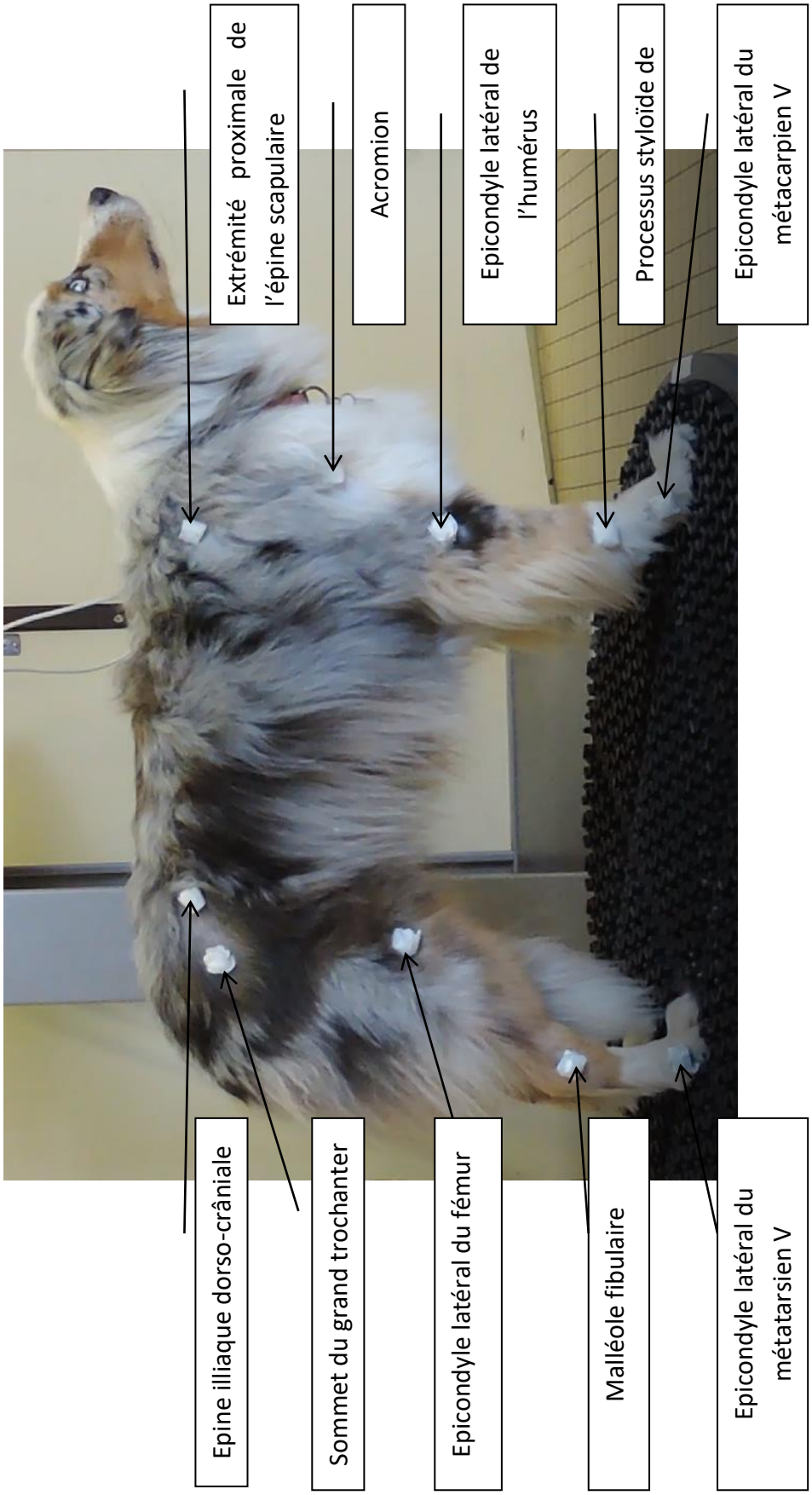


Figure 16 : Position des repères cinématiques des membres

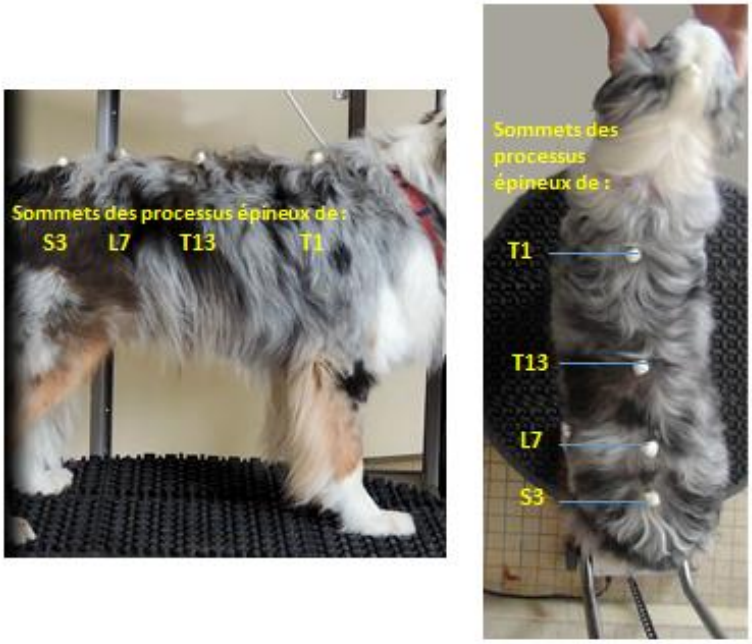


Figure 17 : Position des repères cinématiques du rachis

Après une dizaine de minutes d'adaptation au mouvement à inclinaison et vitesse croissantes, trois séries de prises de vues ont été réalisées :

- A vitesse constante (v20) et à inclinaison croissante : a10, a20, a40, a60, a80 et enfin a100, dans les sens horaire et antihoraire ;

- A amplitude constante (a20) et à vitesse croissante : v10, v20, v30, V40, v50, v60 puis v80, dans les sens horaire et antihoraire ;

- A amplitude et vitesse croissantes : a20/v20, a40/v40, a60/v609 et enfin a80/v80, dans les sens horaire et antihoraire.

Pour chaque paramètre, dix cycles de mouvements, au minium, du plateau sont filmés dans le sens horaire et dans le sens antihoraire.

b. Méthode d'analyse

i. Caractérisation du mouvement du plateau

Afin de pouvoir mettre en relation les variations angulaires et les évènements enregistrés par électromyographie avec ceux du plateau de l'Imoove-Vet®, le cycle du plateau a été divisé en quatre phases remarquables, dont l'identification précise sur les vidéos est facilitée par les marqueurs collés aux 4 pôles du plateau (figure 18).

- **Temps 1** : Inclinaison maximale avant dans le plan sagittal, les membres thoraciques sont à leur point le plus élevé (membres pelviens à leur point le plus bas). Le temps 5, correspond au temps 1 du cycle suivant.

- **Temps 2** : Inclinaison maximale du côté droit (bipède droit à son point le plus élevé) dans le cas d'une rotation dans le sens horaire, ou du côté gauche (si sens antihoraire)

- **Temps 3** : inclinaison maximale arrière dans le plan sagittal, les membres postérieurs sont à leur point le plus élevé.

- **Temps 4 :** Inclinaison maximale du côté gauche (bipède gauche à son point le plus élevé) dans le cas d'une rotation dans le sens horaire, ou du côté droit (si sens antihoraire)

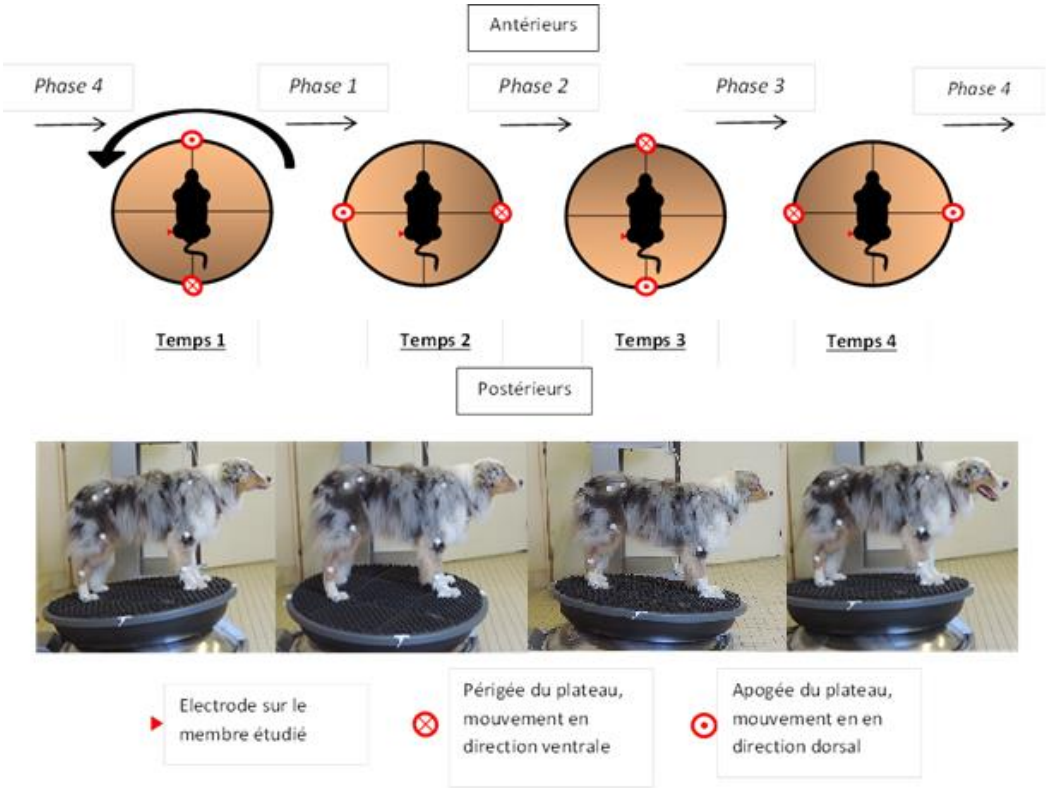


Figure 18 : Schématisation des 4 temps remarquables du mouvement du plateau en rotation antihoraire

ii. Méthode d'analyse

Les films sont analysés au moyen du logiciel de traitement et d'édition de vidéos Adobe Premier Eléments 15® (*Adobe Systems Incorporated, San José CA, USA*) qui permet d'étudier le mouvement avec des ralentis et de réaliser des arrêts sur image très précis. Ne sont retenus que les cycles où le chien se tient correctement sur la plateforme avec le cou et la tête bien droits dans le prolongement du corps. Les images correspondantes aux quatre temps remarquables du cycle (citées ci-dessus) sont extraites et enregistrées. Ces images sont ensuite traitées au moyen d'un autre logiciel courant de traitement d'image (Gimp®, *GNU Image Manipulation Program, https://www.gimp.org/)* .Chaque repère est marqué de façon précise par un point de diamètre égal, et les angles des différentes articulations sont mesurés avec la fonction de mesure d'angle du logiciel (figure 19 et 20).

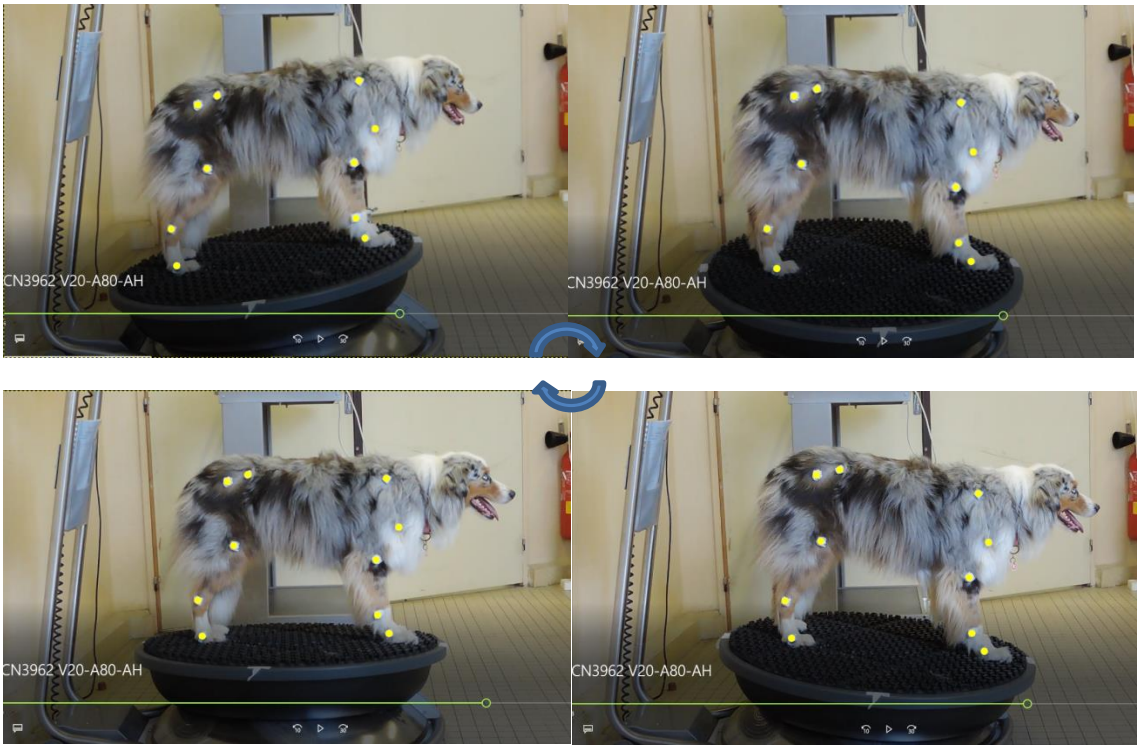


Figure 19: Positionnement des capteurs pour une rotation en sens horaire

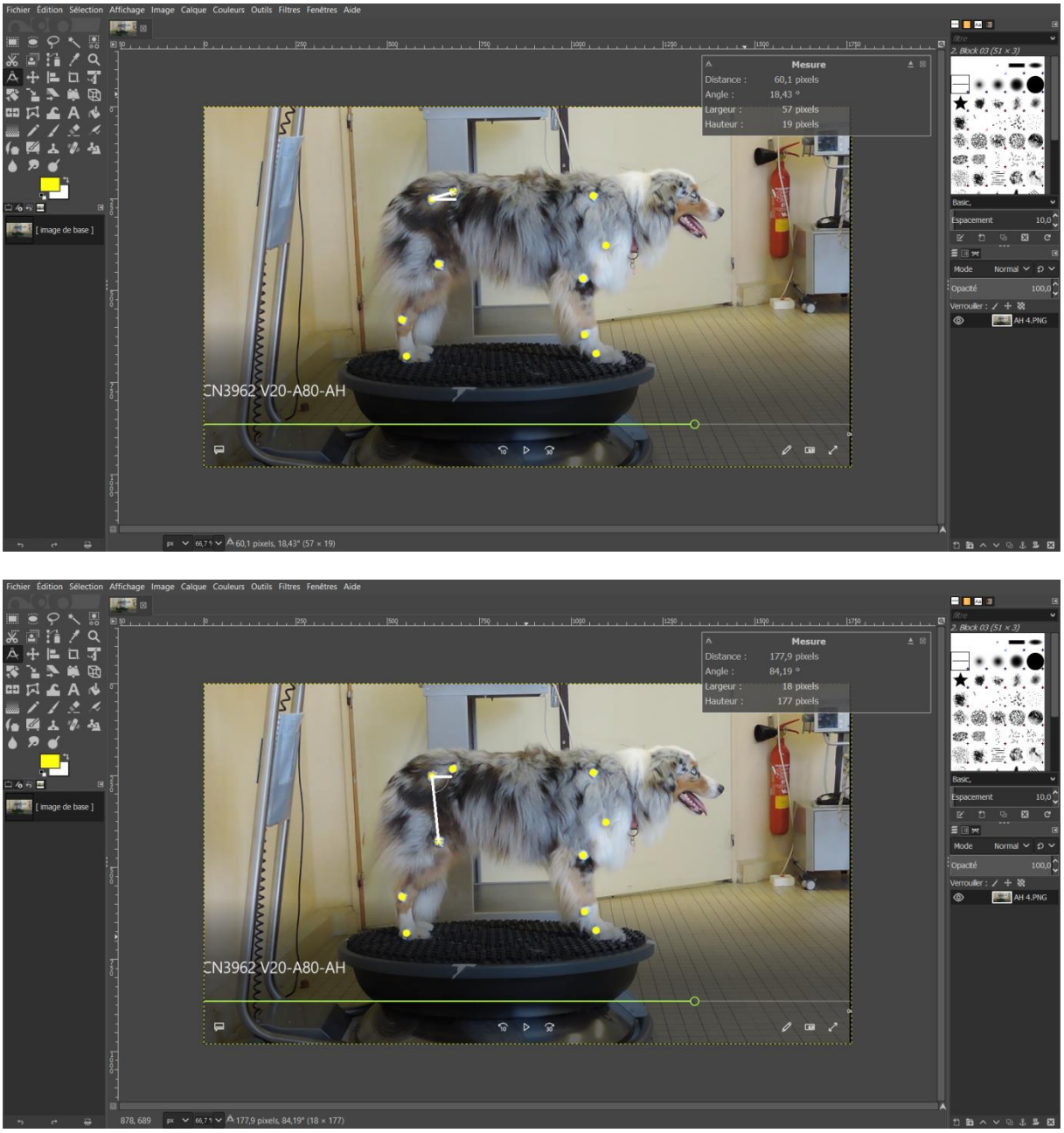


Figure 20: Méthode de mesure (ici articulation de la hanche). L'angle de chaque segment est mesuré par le logiciel par rapport à l'horizontale. L'angle de l'articulation est alors déterminé par calcul.

C. Résultats

Les deux chiens ayant participé à l'étude se sont adaptés très rapidement à l'exercice sur le plateau en mouvement avec des paramètres progressivement croissants et n'ont montré aucun signe d'inconfort ou de stress au cours des enregistrements électromyographiques ni lors de l'étude cinématique.

1. Au repos sur le plateau

Les enregistrements électromyographiques commencent toujours par une phase statique sur le plateau. Pendant cette phase, on observe une activité tonique de base ainsi qu'un bruit de mesure (figure 21). Lorsque le plateau démarre avec des constantes faibles, ces bruits parasites sont moins importants et disparaissent avec l'apparition de contractions cycliques liées au plateau.

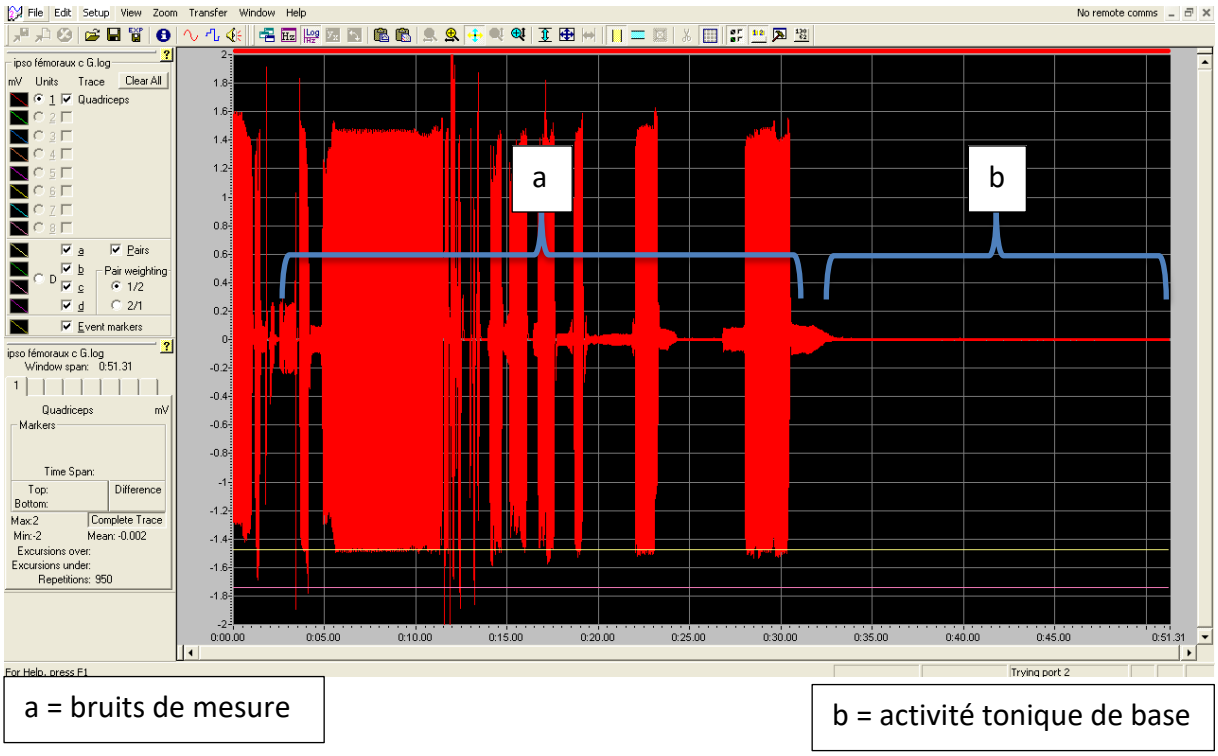


Figure 21 : Activité tonique de base et bruit de mesure, exemple du biceps fémoral

Les angles articulaires d'Ipso ont été mesurés d'abord à la station sur le tapis au repos. Ils sont présentés sur la figure 22.

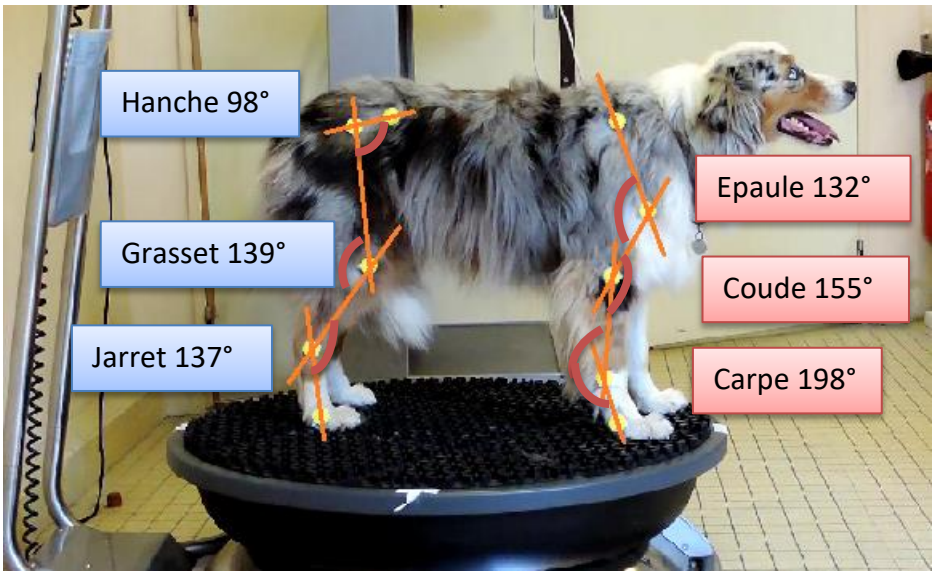


Figure 22 : Angles articulaires au repos

2. Résultats du membre pelvien

a. Etude cinématique du membre pelvien

L'ensemble des résultats des mesures des angles de la hanche, du grasset et du jarret, à chaque temps du cycle du plateau de l'Imoove-Vet® en fonction des différents paramètres sont présentés en Annexe 4 à 12.

Les angles maximas et minimas des articulations du membre pelvien selon les paramètres testés sont montrés dans le tableau III.

Tableau III: Présentation des angles maximums et minimums du membre pelvien au cours d'un cycle

Réglage	Hanche			Grasset			Jarret		
	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max
A20	98	98	107	139	136	147	137	137	149
A40	98	101	108	139	137	145	137	139	148
A60	98	95	104	139	135	140	137	136	143
A80	98	97	109	139	137	146	137	137	143
A100	98	95	110	139	136	145	137	133	143
Réglage	**Hanche**			**Grasset**			**Jarret**		
	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max
V20	98	98	107	139	136	147	1357	137	149
V30	98	101	109	139	138	144	1357	138	143
V40	98	102	109	139	141	145	1357	138	147
V60	98	101	105	139	141	146	1357	139	145
V80	98	100	107	139	138	143	1357	135	143
Réglage	**Hanche**			**Grasset**			**Jarret**		
	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max
A10-V10	98	97	104	139	143	156	137	144	149
A20-V20	98	98	107	139	136	147	137	137	149
A40-V40	98	96	103	139	139	146	137	129	138
A60-V60	98	98	110	139	131	145	137	137	147
A80-V80	98	91	107	139	127	143	137	128	145

i. L'articulation de la hanche

A l'exercice, et dans tous les cas, la hanche décrit un cycle en deux phases :

- une flexion entre les temps 1 et 3 de la position du plateau, correspondant à la transition entre l'apogée crâniale du plateau et son apogée caudale,
- puis une extension entre les temps 3 et 1 de la position du plateau, correspondant à la transition dans le sens inverse.

L'angle d'extension maximal de la hanche est atteint au temps 1, et l'angle de flexion maximale est atteint au temps 3.

Les résultats des variations de l'angle de la hanche en fonction de l'inclinaison et de la vitesse du plateau sont présentés dans le tableau IV.

Tableau IV: Variations des amplitudes de la hanche au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau

Inclinaison variable à vitesse constante (v20)	Amplitude articulaire sens horaire (degré)	Pourcentage de variation	Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)	Pourcentage de variation
Amplitude 20	5	5,1	1	0,9
Amplitude 40	7	6,9	5	4,9
Amplitude 60	9	9,5	3	3,0
Amplitude 80	12	12,4	6	6,1
Amplitude 100	13	13,4	13	13,7
Vitesse variable à inclinaison constante (a20)	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Vitesse 20	5	5,1	1	0,9
Vitesse 30	6	5,9	7	6,9
Vitesse 40	4	3,9	7	6,9
Vitesse 60	2	2,0	4	4,0
Vitesse 80	5	5,0	3	2,9
Variation de vitesse et d'inclinaison	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Amplitude 10 / Vitesse 10	6	6,2	7	7,2
Amplitude 20 / Vitesse 20	5	5,1	1	0,9
Amplitude 40 / Vitesse 40	7	7,3	7	7,3
Amplitude 60 / Vitesse 60	10	10,2	11	11,1
Amplitude 80 / Vitesse 80	13	14,0	16	17,6

L'augmentation de l'inclinaison du plateau entraine une augmentation notable de la variation angulaire de la hanche, de 5,1% pour une inclinaison à A20 à 13,4% pour A80 (par rapport à l'angle minimal).

Quand la rotation du plateau se fait du côté du membre testé, cette variation d'amplitude est essentiellement le fait de l'augmentation de l'angle maximal d'extension de la hanche avec l'inclinaison du plateau (de 98° à A20 à 109° à A80, soit de plus de 11%).

Quand le sens de rotation du plateau est du côté opposé au membre testé, cette variation d'amplitude est liée à la diminution de l'angle minimal de la hanche, c'est-à-dire une augmentation de l'amplitude de la flexion (de 107° à A20 à 95° à A80, soit plus de 11%).

L'augmentation de l'amplitude semble être plus marquée et régulière quand le sens de rotation est du côté du membre testé.

L'augmentation de la vitesse de rotation ne semble pas d'avoir d'effet sur l'amplitude articulaire de la hanche. Après une légère augmentation entre V20 et V30, elle se stabilise et a même tendance à diminuer pour des vitesses élevées (V60, V80). Ces variations semblent plus affecter la hanche soumise à une rotation dans le sens opposé au membre.

Lorsque les deux paramètres augmentent, les mêmes tendances qu'avec la variation de l'inclinaison du plateau sont observées.

Un exemple des variations angulaires de la hanche est représenté dans le graphique de la figure 23.

ii. L'articulation du grasset

Le tableau V regroupe les résultats des variations d'amplitude du grasset en fonction de l'inclinaison ou/et de la vitesse de rotation du plateau.

Contrairement à ce qui a été décrit avec la hanche, le décours angulaire du grasset ne permet pas de ressortir une courbe typique, du moins quand la rotation du plateau se fait dans le sens du membre testé (membre droit, sens horaire). Toutefois, il est possible d'en ressortir une tendance à partir des résultats des tests avec une rotation du plateau dans le sens opposé (Figure 23) :

- Le grasset a tendance à se fléchir quand le plateau s'élève caudalement et du côté du membre. Ceci correspond au passage du temps 2 au temps 4 du cycle du plateau. L'angle de flexion maximal étant atteint au temps 3 ou au temps 4.

- Le grasset réalise ensuite un mouvement d'extension, au moment de l'abaissement caudal du plateau et du côté du membre testé. Ceci correspond à la transition entre le temps 4 et le temps 2. L'extension maximale étant atteinte au temps 1 ou 2.

L'augmentation de la vitesse de rotation du plateau n'a aucune influence visible sur l'amplitude angulaire du genou pendant l'exercice.

Lors du test à vitesse constante et variation d'inclinaison du plateau, on n'observe aucune modification notable des amplitudes articulaires pour des inclinaisons faibles à moyennes du plateau (de A10 à A60). Ce n'est que pour des amplitudes élevées (à partir de A80) que le

débattement angulaire du grasset devient significatif avec une variation de plus de 5% par rapport l'angle minimal.

Cet aspect est retrouvé lors du test de variation simultanée de la vitesse et de l'inclinaison du plateau, mais avec une augmentation significative de l'amplitude articulaire à partir d'une inclinaison de A60.

Tableau IV: Variations des amplitudes du grasset au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau

Inclinaison variable à vitesse constante (v20)	Amplitude articulaire sens horaire (degré)	Pourcentage de variation	Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)	Pourcentage de variation
Amplitude 20	3	2,1	3	2,2
Amplitude 40	3	2,1	2	1,5
Amplitude 60	5	3,7	2	1,4
Amplitude 80	4	2,9	7	5,0
Amplitude 100	7	5,1	8	5,9
Vitesse variable à inclinaison constante (a20)	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Vitesse 20	3	2,1	3	2,2
Vitesse 30	4	2,9	5	3,6
Vitesse 40	2	1,4	2	1,4
Vitesse 60	3	2,1	5	3,5
Vitesse 80	3	2,1	4	2,9
Variation de vitesse et d'inclinaison	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Amplitude 10 / Vitesse 10	3	2.1	2	1,4
Amplitude 20 / Vitesse 20	3	2,1	3	2,2
Amplitude 40 / Vitesse 40	5	3,6	2	1,4
Amplitude 60 / Vitesse 60	7	5,1	7	5,3
Amplitude 80 / Vitesse 80	16	12,6	8	6,2

iii. L'articulation du Jarret

Comme pour le grasset, les variations des réponses adaptatives aux modifications de la vitesse et/ou de l'inclinaison du plateau ne permettent pas de ressortir une « courbe type », du mouvement du jarret pendant un cycle de rotation. Toutefois, il est possible d'en ressortir une tendance surtout à partir des résultats des tests avec une rotation du plateau dans le sens opposé (Figure 23) :

- Le jarret se fléchit quand le plateau s'élève caudalement et du côté du membre. Ceci correspond au passage du temps 2 au le temps 4 du cycle du plateau. L'angle de flexion maximal étant atteint au temps 3 ou au temps 4.
- Le jarret décrit ensuite un mouvement d'extension, au moment de l'abaissement caudal du plateau et du côté du membre testé. Ceci correspond à la transition entre le temps 4 et le temps 2. L'extension maximale étant atteinte au temps 1 ou 2.

Les résultats des variations d'amplitude du jarret en fonction de l'inclinaison ou/et de la vitesse de rotation du plateau sont présentés dans le tableau VI.

Tableau VI : Variations des amplitudes du jarret au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau

Inclinaison variable à vitesse constante (v20)	Amplitude articulaire sens horaire (degré)	Pourcentage de variation	Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)	Pourcentage de variation
Amplitude 20	5	3,47	5	3,65
Amplitude 40	3	2,07	3	2,16
Amplitude 60	3	2,19	7	5,15
Amplitude 80	4	2,88	4	2,92
Amplitude 100	3	2,17	10	7,52
Vitesse variable à inclinaison constante (a20)	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Vitesse 20	5	3,47	5	3,65
Vitesse 30	3	2,17	5	3,62
Vitesse 40	5	3,62	5	3,52
Vitesse 60	6	4,32	2	1,42
Vitesse 80	2	1,48	5	3,62
Variation de vitesse et d'inclinaison	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Amplitude 10 / Vitesse 10	4	2,8	5	3,5
Amplitude 20 / Vitesse 20	5	3,5	5	3,6
Amplitude 40 / Vitesse 40	9	7,0	2	1,5
Amplitude 60 / Vitesse 60	9	6,6	10	7,3
Amplitude 80 / Vitesse 80	17	13,3	7	5,5

L'augmentation de l'inclinaison du plateau provoque une diminution significative des angles minimal (de 144° à A20 à 138° à A100) et maximal (de 149° à A20 à 141° à A100), sans modification notable de l'amplitude des mouvements du jarret qui reste entre 2 et 5° (soit entre 2 et 3,5%). Le chien prend une attitude plus fléchie (« ramassée ») avec l'inclinaison croissante du plateau.

L'inclinaison du plateau semble plus affecter l'amplitude du jarret quand la rotation du plateau se fait dans le sens opposé au membre testé (membre droit, sens antihoraire) pour des inclinaisons à partir de A60 (≥ 5% de variation). Le jarret prend une position plus fléchie que dans le sens horaire pour toutes les amplitudes d'inclinaisons considérées (angle minimal : de 137° à V20 à 133° à A100).

La variation de la vitesse de rotation du plateau, qu'elle soit dans le sens horaire ou antihoraire, n'a pas d'effet notable sur l'amplitude des mouvements du jarret. Quand le mouvement est du côté du membre testé, ceci s'explique par une diminution notable de l'angle de flexion maximale (de 144°pour V20 à 135° pour V80) et de l'angle d'extension maximale (de 149° pour V20 à 137° pour V80).

L'augmentation simultanée de l'inclinaison et de la vitesse de rotation du plateau provoque une augmentation de l'amplitude des mouvements du jarret qui devient significative (≥ 5% de variation) à partir des paramètres A40/V40. On passe d'une amplitude de 2° pour A10/V10 à 17° pour A80/V80. Ceci est surtout le résultat d'une forte diminution de l'angle de flexion maximal qui passe de 144° pour A10/V10 à 128° pour A80/V80. Cette évolution est plus marquée pour le membre situé du côté de la rotation.

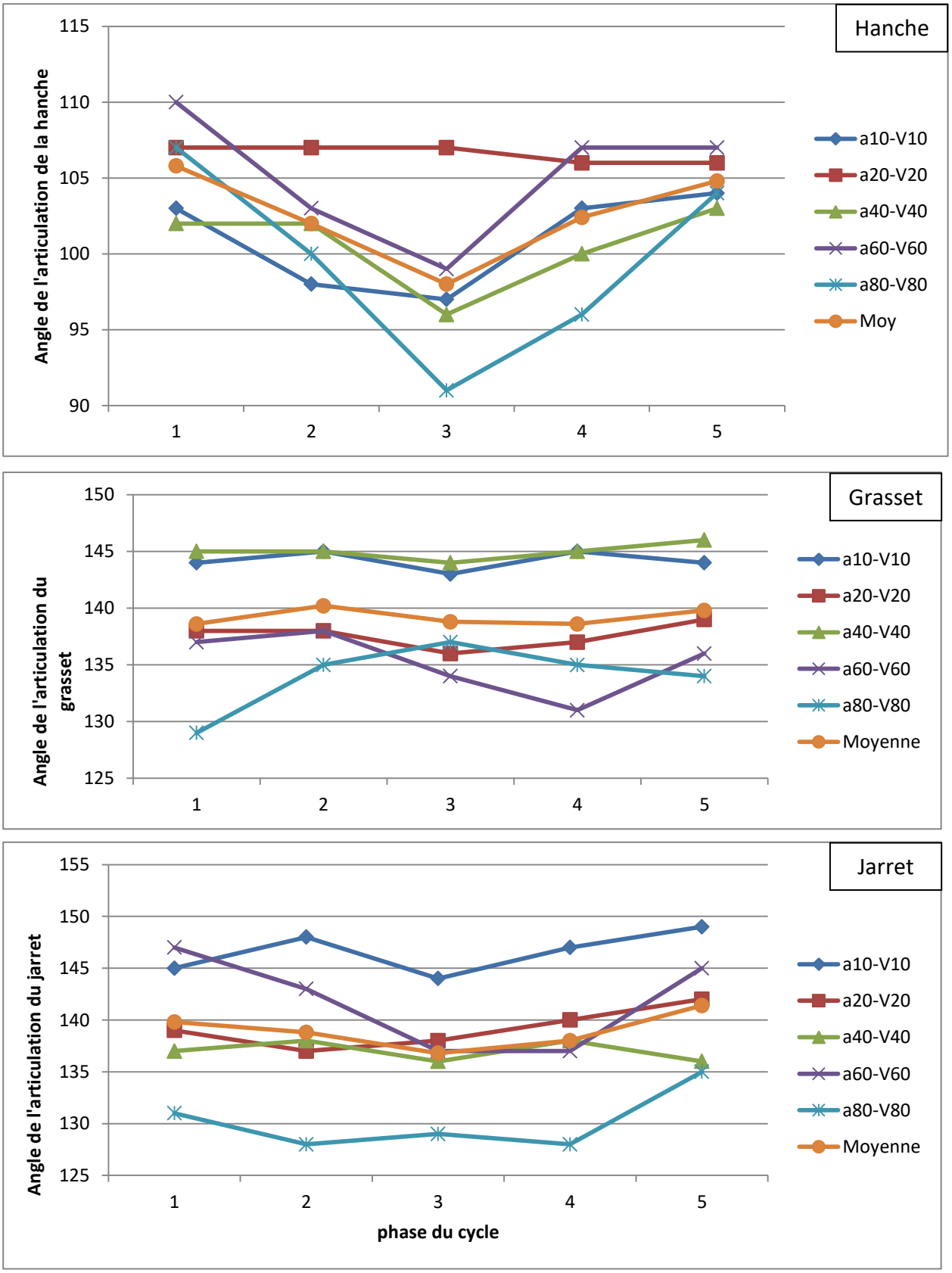


Figure 23: **Evolution des angles articulaires du membre pelvien lors de l'augmentation de l'inclinaison et de la vitesse du plateau** (Mouvement dans le sens opposé au membre testé). A et V correspondent respectivement à l'angle d'inclinaison et à la vitesse de rotation du plateau. Le temps 5 du cycle du plateau correspond au retour au temps 1

b. Activité Electromyographique des muscles du membre pelvien

i. Activité EMG du muscle Fessier moyen

➢ *Pattern général*

Les premières salves de contractions du muscle Fessier moyen sont observées à partir d'une inclinaison d'amplitude a10 du plateau. Elles sont simples ou doubles sur un cycle. Leur apparition coïncide avec la transition du plateau entre les temps 3 et 4 (plateau partant de son apogée postérieure et descendant du côté gauche) (figure 24). Ceci correspond également à la phase d'extension de la hanche observée dans l'étude cinématique. La durée des premières contractions est d'environ 1 s pour une tension de 0.8 mV.

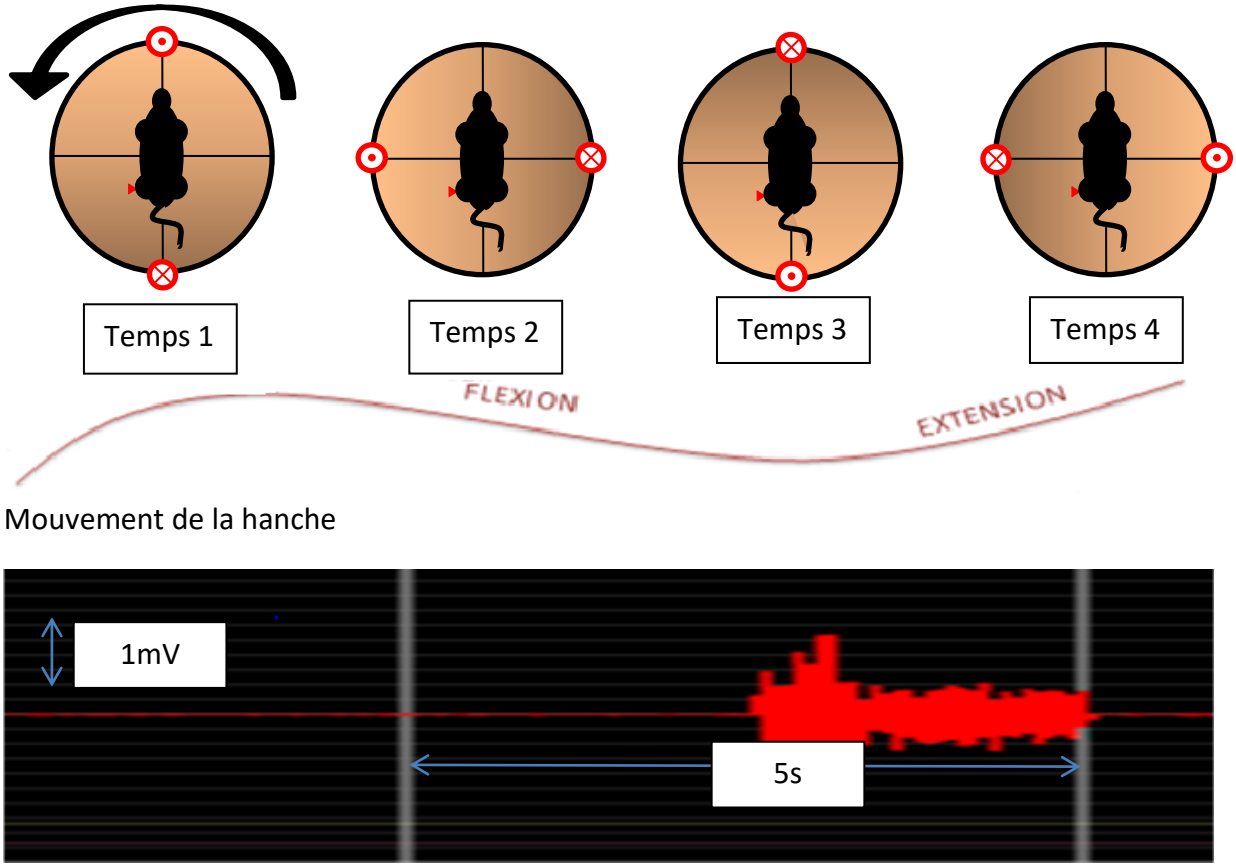


Figure 24 : Activité électromyographique du muscle Fessier Moyen

- *Impact de la variation de l'inclinaison du plateau*

Les contractions sont régulières sur plusieurs cycles à partir de l'amplitude A10 ou A20. La tension des contractions musculaires est de 0.8 mV pour une amplitude de 10. Pour une amplitude de A20, elle est de 1.2 mV. A A40 d'amplitude, la tension monte à de 1.5mV et augmente à 1.7mV par la suite. C'est le seul muscle pour lequel l'augmentation de la tension est progressive et quasi linéaire. A partir de l'amplitude A40, les contractions ne sont plus individualisables pour tous les cycles. A partir de A60, les retours à la ligne de base entre deux cycles sont très rares. En termes de durée, peu de différences sont notables entre les amplitudes 60, 80 et 100. L'augmentation de l'amplitude entraine donc une augmentation de l'intensité et une augmentation de la durée des contractions.

- *Impact de la variation de vitesse*

Les contractions apparaissent dès la vitesse V10 pour Iago et V20 pour Ipso. La tension des contractions passe de 0.8 mV à 1.5 mV dès la vitesse 30 et reste stable. Les contractions sont individualisables jusque la vitesse V30 voire V40, il est ensuite difficile de les isoler par rapport au cycle et on assiste à des contractions continues sur plusieurs cycles.

ii. Activité EMG des muscles Quadriceps et Biceps Fémoraux

- *Pattern général*

Les salves de contractions sont observées à partir de l'amplitude A20 ou A40, pour les muscles quadriceps et biceps fémoraux. Ces contractions n'apparaissent pas systématiquement à tous les cycles. Elles sont liées à une phase bien particulière du cycle (figure 25) :

- Pour le biceps fémoral : Entre le temps 1 et le temps 2 du cycle du plateau, phase pendant laquelle le plateau s'élève du côté du membre testé (postérieur gauche). Nous avons vu dans l'étude cinématique, que ceci correspond à la phase de flexion du genou.

- Pour le quadriceps fémoral : entre le temps 3 et le temps 1 : phases où le plateau s'abaisse du côté du postérieur gauche. Ceci coïncide dans l'étude cinématique avec la phase d'extension du grasset.

Pour le Biceps fémoral, les premières salves de contractions sont visibles à partir de la vitesse v20 et de l'amplitude A20. La durée des contractions est de 2 s pour une tension de 1.5 mV.

Pour le quadriceps, les premières salves de contractions sont visibles à partir de la vitesse V20 et de l'amplitude A20 ou A40. Pour ces caractéristiques, la durée des contractions est d'environ 1 s pour une tension d'environ 1 mV. En deçà de ces réglages, on observe une forte activité sur l'EMG, il n'est cependant pas possible de différencier un bruit parasite d'une activité tonique de base.

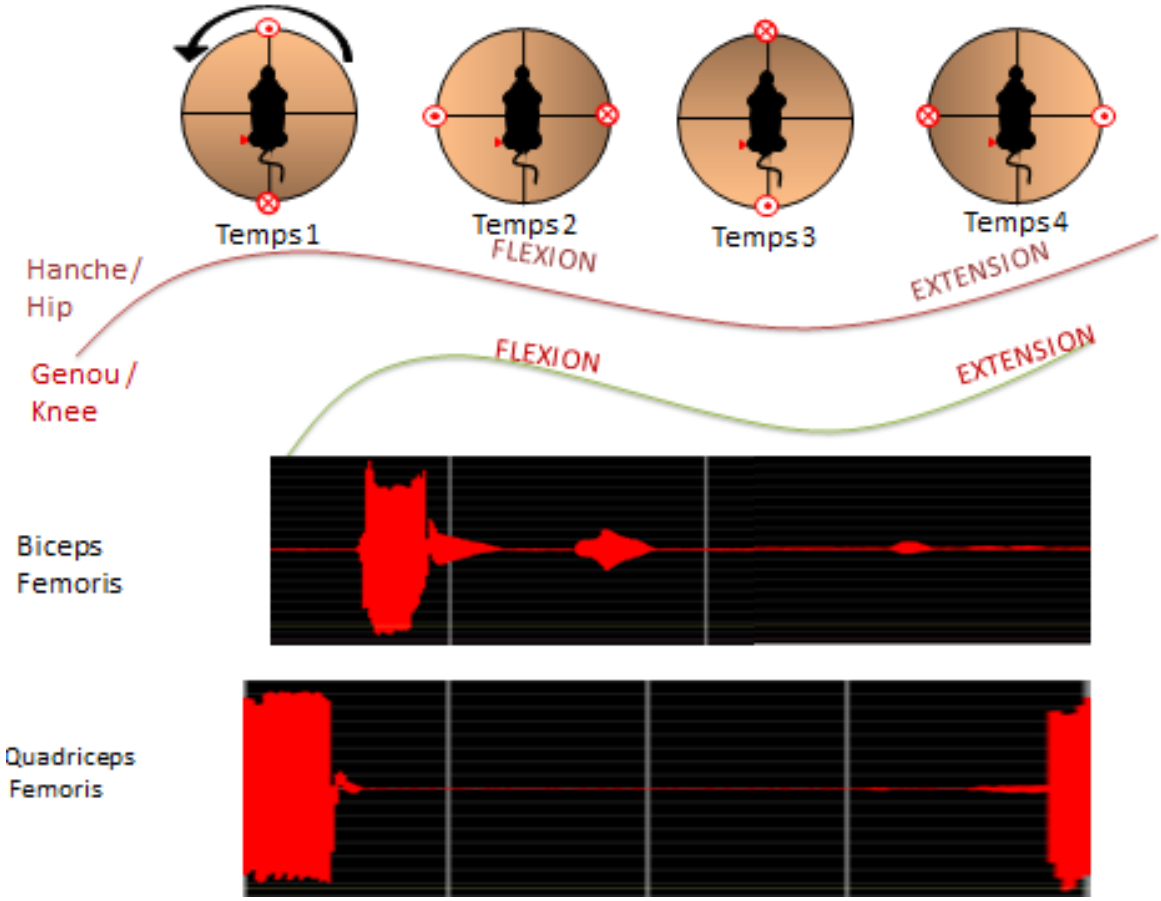


Figure 25 : Activité EMG des muscles Quadriceps Fémoral et Biceps Fémoral

➢ *Impact de la variation de l'inclinaison du plateau*

Au repos et avec une inclinaison d'amplitude A10, il n'y a pas de contractions régulières induites par le plateau. Il est possible d'observer du bruit parasite sous forme de contraction longue de plus ou moins grande tension.

Pour le Biceps fémoral : on observe:

- Les contractions régulières, liées au plateau apparaissent à partir de l'amplitude 20.

- Chez Ipso, l'intensité des contractions s'élève de 1.4mV à 2mV lorsque l'amplitude de rotation augmente, ou reste constante.

- A partir de l'amplitude A40, la contraction peut être double sur le cycle, la première salve apparait toujours au moment de la montée du plateau du côté du postérieur gauche et la seconde survient lorsque le plateau est à son apogée du côté postérieur gauche. Si la contraction n'est pas double, elle est plus longue et englobe les deux phases du cycle.

- A partir de l'amplitude A80, les deux contractions ne sont plus individualisables et il n'y a plus de retour systématique au potentiel de repos entre deux cycles. A l'amplitude de A100, les retours au potentiel de repos sont plus rares.

Pour ce muscle, l'augmentation de l'amplitude du plateau entraine de façon systématique un allongement de la durée de la contraction et peut aller jusqu'à une contraction continue sur plusieurs cycles. L'effet de l'amplitude sur l'intensité de la contraction n'est pas systématiquement observé.

Pour le Quadriceps fémoral :

- Au repos et à une faible amplitude, l'EMG montre une activité importante dont l'origine est difficile à déterminer : tonus basal ou bruits parasites.

- Des salves de contractions apparaissent dès l'amplitude A20, mais elles deviennent régulières et systématiques à l'amplitude A40.

- La tension des contractions augmente de 0.5mV lorsque l'amplitude augmente.

- Les contractions sont dédoublées de A60 à A80 et fusionnent à l'amplitude A100.

- Des contractions peuvent apparaitre lorsque le plateau remonte du côté du postérieur gauche à partir d'une inclinaison de A60 pour Iago.

Ce muscle présente une augmentation de la durée des contractions lorsque l'amplitude augmente, ces dernières restent cependant individualisables. Une légère augmentation de l'intensité intervient en parallèle de l'augmentation d'amplitude. Chaque surcroit d'intensité est attribué à une augmentation d'amplitude que l'on peut discriminer.

- *Impact de la variation de vitesse*

Pour le Biceps fémoral, les contractions apparaissent à la vitesse V20. Dès V30, le muscle présente une activité musculaire importante avec des contractions de forte intensité ou des contractions multiples sur le cycle. A partir des vitesses V40 ou V50, les contractions fusionnent et deviennent continues sans retour au potentiel de repos pendant plusieurs cycles.

Pour le Quadriceps fémoral, la réponse dépend du chien. Pour Ipso, quelques contractions sont présentes à partir de la vitesse V40 mais ne sont pas systématiques. L'augmentation de la vitesse entraine une augmentation du potentiel de repos de 0.12 à 2mV mais sans salves de contractions. Par opposition, Iago présente des contractions bien définies dès une vitesse de V20. L'augmentation de la vitesse entraine une augmentation de la tension des contractions de 0.5 mV (2.3 à 3.1 mV) accompagnée d'une durée de plus en plus importante avec une diminution des retours au potentiel de base. A partir de V50, l'apparition des contractions varie sur le cycle. Elles apparaissent parfois quand le plateau remonte au niveau du postérieur gauche. A la vitesse V60, l'activité EMG n'atteint que très rarement le potentiel de base.

iii. Résumé des points essentiels des résultats du membre pelvien

→ L'articulation de la hanche est celle qui montre les augmentations des amplitudes articulaires les plus importantes avec l'accroissement de l'inclinaison du plateau. Le grasset présente le moins de variations angulaires.

→ La vitesse de rotation du plateau n'a pas d'influence significative sur les amplitudes articulaires de la hanche, du grasset et du jarret. Le jarret est l'articulation qui montre le plus d'adaptation à l'augmentation de la vitesse de rotation par diminution des angles de flexion et d'extension maximales.

→ L'extension maximale de la hanche est atteinte au temps 1 du cycle du plateau. Sa flexion maximale au temps 3. L'extension maximale du grasset est atteinte au temps 2 du cycle du plateau et sa flexion maximale au temps 3.

→ Les contractions cycliques des muscles Fessier, Quadriceps fémoral et Biceps fémoral coïncident respectivement avec les phases d'extension de la hanche, d'extension et de flexion du grasset.

→ L'augmentation de l'inclinaison du plateau provoque une augmentation de l'intensité des contractions des muscles. La contraction devient continue à partir de A60 pour le muscle fessier moyen. Elle ne devient continue que pour des valeurs élevées de l'inclinaison (A80 et au dessus) pour le quadriceps et le biceps fémoraux

→ L'accroissement de la vitesse de rotation a surtout pour effet la fusion des contractions cycliques en une contraction continue à partir de V30 pour le muscle fessier moyen ou V40 pour le biceps fémoral. La réponse du quadriceps fémoral varie selon le chien : soit augmentation importante de l'activité tonique de base, soit contraction continue à partir de V60.

3. Résultats du rachis thoraco-lombaire

a. Etude cinématique

La position et le mouvement de l'encolure et de la tête influe beaucoup ceux du rachis thoraco-lombaire et les repères cinématiques ne sont pas toujours complètement visualisables sur toutes les vidéos de profil. De ce fait, les résultats présentés ici concernant la cinématique du rachis ne sont que partiels.

Que ce soit dans le plan sagittal ou dans le plan horizontal, les amplitudes des mouvements globaux du rachis thoraco-lombaire augmentent avec l'accroissement de l'inclinaison du plateau. Les résultats sont présentés dans les annexes 13 et 14.

Dans le plan sagittal :

- **la charnière lombo-sacrale** décrit un mouvement biphasique : Une phase de diminution de l'angle, donc de flexion lombo-sacrale, entre les temps T1 (plateau à son apogée crâniale) et T3 (plateau à son apogée caudale), puis une phase d'augmentation de l'angle, donc d'extension lombo-sacrale, dans la moitié suivant du cycle, entre les temps T3 et T1 (figures 22 et 23). L'angle lombo-sacral minimal (donc de flexion maximale) est mesuré au temps T3 (Apogée caudale du plateau). L'angle lombo-sacral maximal (donc d'extension maximale) est mesuré au temps 1 (Apogée crâniale).

- **La charnière thoraco-lombaire** montre de façon globale un décours temporel inverse à celui de la jonction lombo-sacrale : Extension vertébrale entre T1 et T3 puis flexion vertébrale entre T3 et T1 (figures 26 et 27). A partir d'une inclinaison de A40 on peut assister à des phases de flexion thoraco-lombaires intermédiaires au moment où le plateau s'élève du côté droit ou du côté gauche (entre T1 e et t T2, et entre T3 et T4). Ceci a surtout été observé quand le sens de rotation du plateau est antihoraire.

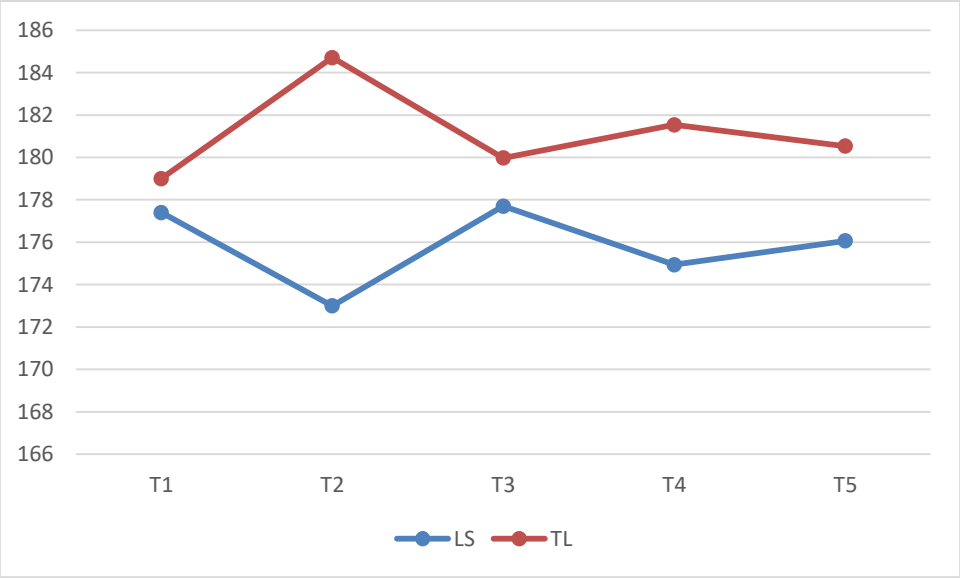


Figure 26 : Mouvement dans le plan sagittal du pont vertébral pour des vitesses élevées (V60-V80) du plateau à inclinaison constante (A20). LS : charnière lombo-sacrale – TL : charnière thoraco-lombaire.

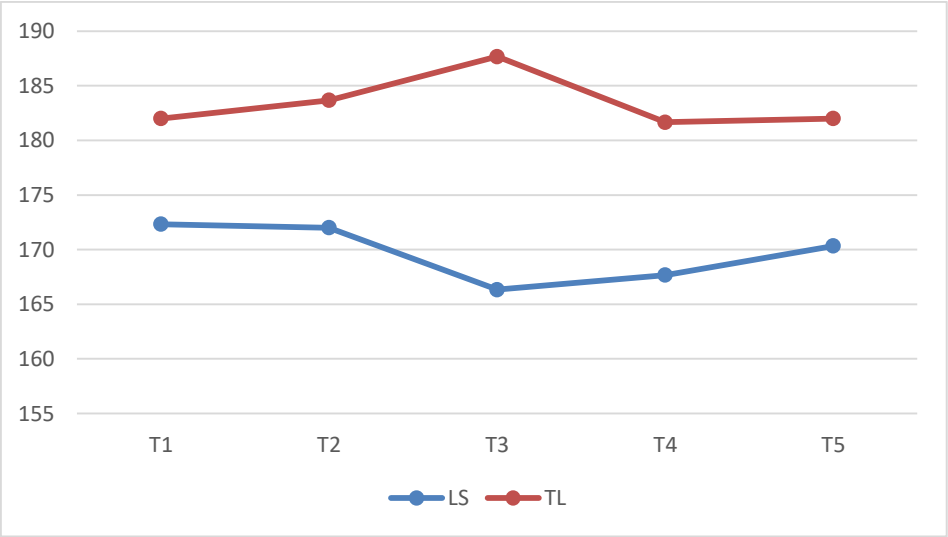


Figure 27 : Mouvement moyen dans le plan sagittal du pont vertébral lors de variation de l'inclinaison du plateau à vitesse constante. LS : charnière lombo-sacrale – TL : charnière thoraco-lombaire.

Dans le plan frontal :

On assiste à une latéroflexion du pont thoraco-lombaire du côté du mouvement ascendant du plateau, donc pendant la phase de passage du temps 1 au temps 2 d'une part, puis du côté opposé pendant la phase de passage du temps 3 au temps 4 d'autre part. Ces latéro-flexions sont concomitantes des phases de flexions intermédiaires dans le plan sagittal de la charnière thoraco-lombaire. Elles sont plus marquées du côté du sens de la rotation du plateau.

L'augmentation de la vitesse de rotation à inclinaison constante (A20) n'implique aucune variation significative des angles lombo-sacral et thoraco-lombaire, même à vitesse élevée.

L'augmentation de l'inclinaison du plateau implique une augmentation de l'amplitude articulaire notable à partir d'une amplitude A40, plus marquée pour la jonction thoraco-lombaire (Tableaux VII et VIII). Cette augmentation est amplifiée quand l'inclinaison importante est associée à une vitesse importante (A80, V80).

Tableaux VII : Variations des amplitudes du rachis au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison

	Jonction Lombo-sacral		**Jonction Thoraco-lombaire**	
	Min	Max	Min	Max
A20	166	170	183	186
A40	166	179	179	191
A60	166	180	178	184

Tableaux VIIIa et VIIIb : Variations des amplitudes des jonctions a) thoraco-lombaire et b) lombo-sacral au cours d'un cycle, en fonction de la variation de l'inclinaison du plateau

a)

Inclinaison variable à vitesse constante (V20)	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Amplitude 20	3	1.64		
Amplitude 40	10	5.52	10	5.92
Amplitude 60	8	4.49	5	2.92

b)

Inclinaison variable à vitesse constante (V20)	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Amplitude 20				
Amplitude 40	5	2.79	10	5.92
Amplitude 60	4	2.22	5	2.92

b. Activité EMG du muscle Longissimus thoraco-lombaire

➢ *Pattern général*

Les salves de contractions cycliques apparaissent à partir de l'amplitude A20, elles sont simples et/ou doubles sur le cycle et correspondent aux phases où le plateau est en position d'inclinaison maximale vers l'avant ou vers l'arrière (temps 1 et 3 du cycle du plateau). Ces phases de contractions coïncident avec à la phase d'extension thoraco-lombaire pour l'une (temps 2 à 3) et d'extension lombo-sacrale pour l'autre (temps 4 à 1). Elles paraissent prédominantes quand le plateau s'abaisse caudalement, du côté des postérieurs, lors de la phase d'extension lombo-sacrale et de flexion thoraco-lombaire. Les contractions durent environ 2 s pour une tension comprise entre 1.5 et 2 mV. (Figure 28)

Contrairement à celle des autres muscles de cette étude, l'activité EMG du m. Longissimus montre de nombreuses contractions artéfactuelles qui ne sont pas en rapport avec le mouvement du plateau. Certaines sont liées à des mouvements latéraux et longitudinaux de l'encolure et/ou de la tête du chien, ou même à des bâillements.

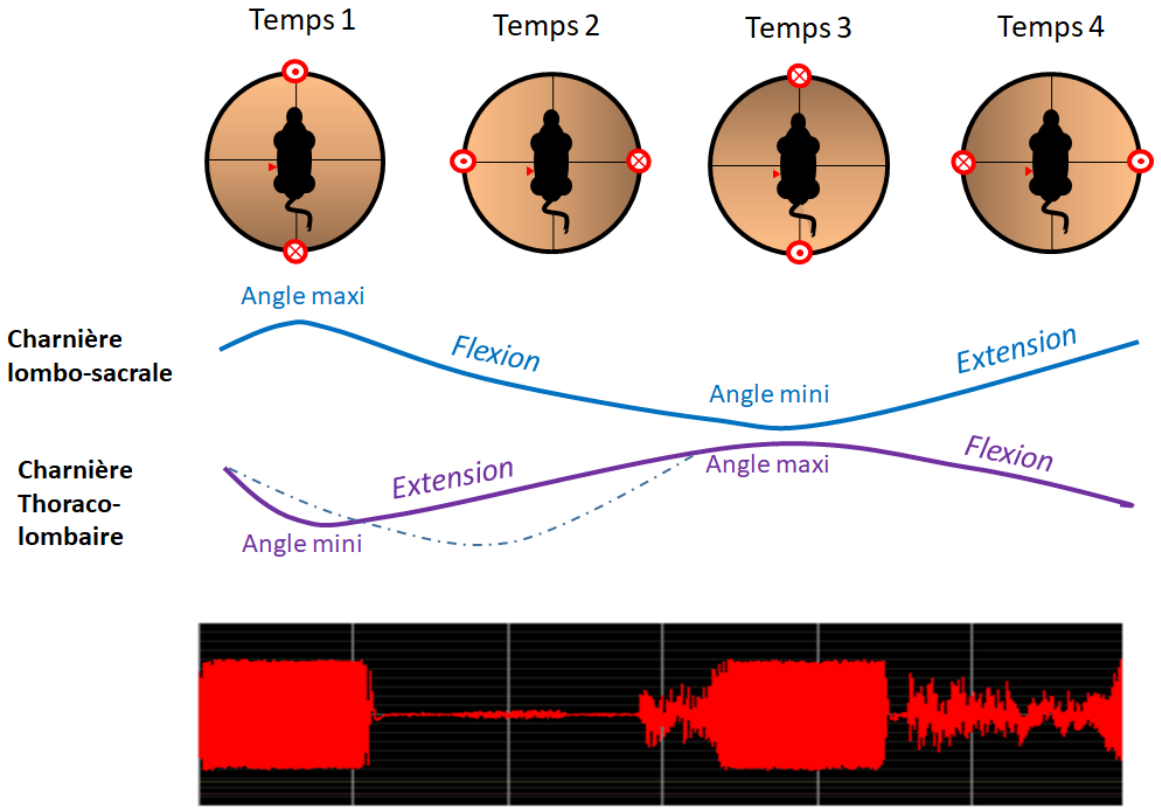


Figure 28 : Activité électromyographique du muscle Longissimus thoraco-lombaire

- L'augmentation de l'inclinaison du plateau entraine une élévation de l'activité tonique de base de 0.05 au repos à quasiment 1.2 mV à l'amplitude A80 (soit environ 24 fois la valeur au repos).

- Les salves de contractions cycliques apparaissent dès l'amplitude A10 mais ne deviennent régulières qu'à partir de l'amplitude A20. Selon le chien, leur intensité atteint 1,9 à 2,8 mV et elles durent l'équivalent d'un quart de cycle, voire un peu plus (1,8 s)

- A partir de A40, les deux chiens testés montrent des adaptations différentes à l'augmentation du degré d'inclinaison du plateau : Iago présente des contractions pratiquement constantes et isométriques sans réels retours au potentiel de base. Quant à Ipso, il s'adapte soit en ayant des contractions longues et continues atteignant un pic d'intensité de 3mV, soit par forte élévation de l'activité tonique de base, sans salves de contractions cycliques, et ceci à chaque incrément d'amplitude testée.

➢ *Impact de la variation de la vitesse de rotation*

- Des contractions sont observables de façon régulière dès la vitesse V10. Iago présente des contractions de tension élevée 1.5 mV dès la vitesse 10. Ces contractions sont simples ou doubles jusqu'à V20.

- A partir de V30, il n'y a plus de retour à la ligne de repos entre les salves de contractions qui deviennent continues. Pour Ipso, le potentiel initial s'élève aux alentours de 1mV à partir de V30. Ce n'est qu'à partir de V40 que les salves de contractions surviennent de façon systématique et régulière à tous les cycles.

- A partir de V50, les retours à la ligne de base deviennent plus rares et les contractions deviennent continues.

c. Résumé des points essentiels

→ Mouvements opposés des charnières thoraco-lombaire et lombo-sacrale : Extension thoraco-lombaire et flexion lombo-sacrale maximales au temps 3 (abaissement maximal crânial du plateau), flexion thoraco-lombaire et extension lombo-sacrale maximales au temps 1 (apogée crâniale du plateau)

→ Latéroflexion augmente avec l'inclinaison et pour des amplitudes élevées (A60) pendant les phases de flexion thoraco-lombaire. Elles sont plus marquées du côté du sens de rotation du plateau.

→ Amplitudes augmentées avec l'inclinaison du plateau (à partir d'une inclinaison A40), pas d'influence de la vitesse de rotation du plateau. L'amplitude des contractions est augmentée avec l'inclinaison et la vitesse de rotation du plateau. A partir d'une inclinaison de A40, et d'une vitesse V40, la réponse musculaire devient une contraction continue sur plusieurs cycles sans retour à la ligne de base.

→ Différences d'adaptation des réponses musculaires entre les deux chiens testés ;

→ Le tonus de base du m. Longissimus augmente avec l'inclinaison et avec la vitesse de rotation du plateau.

→ Deux salves de contractions cycliques coïncidant avec les temps 1 et 3 du cycle du plateau et respectivement avec les phases d'extension lombo-sacrale et d'extension thoraco-lombaire.

4. Résultats du membre thoracique

a. Etude cinématique du membre thoracique

L'ensemble des résultats des mesures des angles de l'épaule (scapulo-humérale), du coude et du carpe, à chaque temps du cycle du plateau de l'Imoove-Vet® en fonction des différents paramètres sont présentés en Annexe 15 à 17.

Les angles mesurés chez le chien à la station au repos sur le plateau immobile ainsi que les angles maximas et minimas pour chaque condition sont montrés dans le tableau IX.

Tableau IX: Présentation des angles maximums et minimums du membre thoracique au cours d'un cycle

	Epaule			Coude			Carpe		
Réglage	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max
A20	132	135	141	155	153	162	198	198	191
A40	132	130	140	155	154	160	198	211	195
A60	132	121	140	155	149	156	198	211	203
A80	132	128	144	155	142	151	198	215	199
A100	132	125	150	155	116	144	198	223	202
	Epaule			**Coude**			**Carpe**		
Réglage	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max
V20	132	130	140	155	154	160	198	211	195
V30	132	128	137	155	151	156	198	210	194
V40	132	124	135	155	149	156	198	210	195
V60	132	129	142	155	143	154	198	213	197
V80	132	123	138	155	145	158	198	212	197
	Epaule			**Coude**			**Carpe**		
Réglage	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max	Repos	Min	Max
A10-V10	132	130	140	155	154	160	198	211	195
A20-V20	132	132	139	155	146	157	198	218	204
A40-V40	132	131	138	155	142	153	198	214	202
A60-V60	132	126	134	155	151	159	198	211	203
A80-V80	132	128	132	155	153	160	198	212	202

i. L'articulation de l'épaule

L'articulation de l'épaule décrit un mouvement bi-phasique accompagnant ceux du plateau (Figure 29) :

- une phase de flexion atteignant son maximum au moment où le plateau s'élève du côté du membre considéré et selon le sens de rotation du plateau (si membre droit : temps 2 dans le cas d'une rotation horaire, temps 4 dans le cas d'une rotation antihoraire) ;

- suivie d'une phase d'extension atteignant son maximum au moment où le plateau est dans sa position la plus basse du côté du membre testé (membre droit : temps 4 si rotation dans le sens horaire, temps 2 si rotation antihoraire)

Les résultats des variations de l'angle scapulo-huméral en fonction de l'inclinaison et de la vitesse du plateau sont présentés dans le tableau X.

Tableau X: Variations de l'amplitude des mouvements de l'épaule au cours d'un cycle, en fonction de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau

Inclinaison variable à vitesse constante (V20)	Amplitude articulaire sens horaire (degré)	Pourcentage de variation	Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)	Pourcentage de variation
Amplitude 20	8	6,1	3	2,31
Amplitude 40	9	7,0	3	2,27
Amplitude 60	10	8,1	6	4,65
Amplitude 80	11	8,5	13	10,08
Amplitude 100	8	6,3	15	12,20
Vitesse variable à inclinaison constante (A20)	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Vitesse 20	8	6,1	3	2,3
Vitesse 30	5	3,8	5	3,7
Vitesse 40	7	5,3	4	3,0
Vitesse 60	4	3,1	8	6,3
Vitesse 80	1	0,8	4	3,1
Variation de vitesse et d'inclinaison	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Amplitude 10 / Vitesse 10	6	4,4	3	2,19
Amplitude 20 / Vitesse 20	8	6,1	3	2,31
Amplitude 40 / Vitesse 40	8	6,1	7	5,79
Amplitude 60 / Vitesse 60	9	7,0	13	9,92
Amplitude 80 / Vitesse 80	24	19,0	24	19,20

L'amplitude articulaire de l'épaule augmente lorsque l'inclinaison du plateau augmente. Elle est significative (≥ 5% de la valeur minimale) dès les valeurs faibles d'amplitude (A20 et A40) quand le sens de rotation est réalisé du côté du membre testé (membre droit, sens horaire). Elle devient significative avec une augmentation marquée pour des inclinaisons élevées (A60, A80) quand le sens de rotation est à l'opposé du membre testé (respectivement 13 et 15 degrés, soit 10% et 12% de variation par rapport à l'angle minimal).

La vitesse de rotation seule ne paraît pas avoir d'influence notable sur l'amplitude du mouvement articulaire. Avec l'augmentation de la vitesse, on observe plutôt une tendance à la diminution des mouvements de l'épaule, avec surtout une diminution de l'angle minimal (angle de flexion maximale) qui descend en dessous de l'angle au repos (< 132°). Les petites variations angulaires se font donc sur une épaule fléchie par rapport à la valeur de son angle au repos.

L'augmentation simultanée de l'inclinaison et de la vitesse de rotation du plateau entrainent une augmentation significative de l'amplitude articulaire à partir de A20/V20 pour le membre situé du côté du mouvement, et de A40/V40s quand le mouvement se déroule dans le sens opposé au membre. L'adaptation est différente selon le sens de rotation :

- Quand le membre est du même côté du mouvement (membre droit, sens horaire), le gain d'amplitude se fait surtout par augmentation de la flexion (diminution de l'angle minimal) pour des inclinaisons élevées (V60/A60, V80/A80).

- Quand le mouvement est dans le sens opposé au membre (membre droit, sens antihoraire), jusqu'à A40/V40, le gain d'amplitude est le fait d'une augmentation de la flexion tandis que l'angle d'extension maximale diminue également. Pour des paramètres plus élevés (V60/A60 et au-delà) on assiste à une forte augmentation de l'angle d'extension (144° à V60/A60, et 149° à V80/A80).

ii. L'articulation du coude

Contrairement à ce qui a été vu avec l'épaule, les mouvements du coude au cours du cycle montrent une grande variation d'adaptation à chaque variation des paramètres et il n'est pas possible d'en ressortir une constante quant au moment des angles maximas et minimas.

Il est toutefois possible d'en ressortir une certaine tendance : pour le membre situé du côté du sens de rotation du plateau, la flexion du coude a lieu pendant la phase d'élévation crâniale du plateau et du côté du membre. L'angle minimal (flexion maximale) aura tendance à coïncider avec les temps 1 à 2 du cycle du plateau. L'extension maximale a lieu dans la phase d'abaissement crâniale et du même côté, c'est-à-dire l'angle maximal coïnciderait avec les temps 3 à 4. Dans le cas d'un mouvement dans le sens opposé, la flexion maximale aura lieu aux temps 4 ou 1 et l'extension maximale aux temps 2 ou 3 (Figure 29).

Les variations d'amplitude du coude en fonction des différents paramètres sont présentées dans le tableau XI.

Tableau XI: Variations de l'amplitude des mouvements du coude au cours d'un cycle, en fonction de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau

Inclinaison variable à vitesse constante (V20)	Amplitude articulaire sens horaire (degré)	Pourcentage de variation	Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)	Pourcentage de variation
Amplitude 20	5	3,23	2	1,30
Amplitude 40	5	3,31	3	1,97
Amplitude 60	4	2,63	4	2,68
Amplitude 80	3	1,99	7	4,90
Amplitude 100	5	3,27	11	7,59
Vitesse variable à inclinaison constante (A20)	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Vitesse 20	5	3,23	2	1,30
Vitesse 30	8	5,37	8	5,48
Vitesse 40	3	2,00	11	7,75
Vitesse 60	4	2,58	5	3,31
Vitesse 80	3	1,91	4	2,61
Variation de vitesse et d'inclinaison	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Amplitude 10 / Vitesse 10	7	4,58	4	2,53
Amplitude 20 / Vitesse 20	5	3,23	2	1,30
Amplitude 40 / Vitesse 40	4	2,68	6	4,00
Amplitude 60 / Vitesse 60	8	5,63	7	4,86
Amplitude 80 / Vitesse 80	19	15,20	19	16,38

Lorsque l'inclinaison du plateau augmente, l'amplitude articulaire du coude du côté du mouvement (membre droit, sens horaire), ne montre pas de variations significatives de l'amplitude articulaire qui reste faible et comprise entre 3 et 5°, même pour une des inclinaisons maximales (< 5% de la valeur minimale). Par contre, quand la rotation du plateau se déroule dans le sens opposé au coude testé, on observe une augmentation progressive de l'amplitude articulaire, mais qui ne devient notable que pour les inclinaisons maximales (A80 et A100). L'augmentation de l'amplitude se fait essentiellement par diminution de l'angle de flexion maximale, sauf pour les inclinaisons les plus élevées où on observe une augmentation de l'angle maximal. Les variations angulaires se font sur un coude en position légèrement fléchi par rapport à la valeur de l'angle au repos (≤ 155°).

L'accroissement de la vitesse de rotation du plateau entraîne, dans un premier temps, une augmentation de l'amplitude articulaire du coude jusqu'à une vitesse de v30 à v40 (amplitude de 5 à 11°) surtout pour un mouvement dans le sens opposé au membre testé. Pour des vitesses plus élevées, on assiste à une diminution des mouvements du coude avec des débattements articulaires ne dépassant pas 5° d'amplitude.

L'élévation simultanée de l'inclinaison et de la vitesse de rotation entraine une augmentation notable de l'amplitude des mouvements du coude surtout avec des paramètres maximaux de A80/V80. Comme précédemment, ceci est permis par une diminution marquée de l'angle de flexion maximale, le chien s'adaptant en réalisant les mouvements sur les coudes fléchis par rapport à la valeur de l'angle au repos.

iii. L'articulation du carpe

Comme pour le coude, il n'est pas possible de ressortir des mouvements du une constante quant au moment des angles maximas et minimas. Il est toutefois possible d'en ressortir une certaine tendance équivalente à celle décrite pour le coude : pour le membre situé du côté du sens de rotation du plateau, la flexion du carpe a lieu pendant la phase d'élévation crâniale et du côté du membre du plateau L'angle minimal coïncide avec les temps 1 à 2 du cycle du plateau. L'extension maximale a lieu dans la phase d'abaissement crâniale et du même côté, c'est-à-dire que l'angle maximal est concomitant des temps 3 à 4. Dans le cas d'un mouvement dans le sens opposé, la flexion maximale aura lieu aux temps 4 ou 1 et l'extension maximale aux temps 2 ou 3 (Figure 29).

Les variations d'amplitude du carpe en fonction des différents paramètres sont présentées dans le tableau XII.

Tableau XII: Variations de l'amplitude des mouvements du carpe au cours d'un cycle, en fonction de l'inclinaison et/ou de la vitesse du plateau

Inclinaison variable à vitesse constante (V20)	Amplitude articulaire sens horaire (degré)	Pourcentage de variation	Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)	Pourcentage de variation
Amplitude 20	7	3,59	8	3,94
Amplitude 40	6	3,09	7	3,45
Amplitude 60	7	3,59	7	3,45
Amplitude 80	5	2,54	11	5,45
Amplitude 100	7	3,55	10	4,95
Vitesse variable à inclinaison constante (A20)	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Vitesse 20	7	3,59	8	3,94
Vitesse 30	8	3,81	4	1,96
Vitesse 40	6	2,88	8	3,96
Vitesse 60	3	1,44	5	2,46
Vitesse 80	10	4,95	5	2,44
Variation de vitesse et d'inclinaison	**Amplitude articulaire sens horaire (degré)**	**Pourcentage de variation**	**Amplitude articulaire sens antihoraire (degré)**	**Pourcentage de variation**
Amplitude 10 / Vitesse 10	5	2,62	5	2,59
Amplitude 20 / Vitesse 20	7	3,59	8	3,94
Amplitude 40 / Vitesse 40	5	2,43	3	1,48
Amplitude 60 / Vitesse 60	11	5,53	11	5,39
Amplitude 80 / Vitesse 80	21	10,40	10	4,93

Quand le sens du mouvement est réalisé du côté du membre testé l'amplitude articulaire du carpe ne montre pas de variation significative lors d'augmentation de l'inclinaison du plateau, même pour les inclinaisons maximales. Cette amplitude est faible, elle varie entre 5 et 7° soit moins de 5% de la valeur de l'angle minimal mesuré.

Par contre l'amplitude augmente quand le sens de rotation du plateau est opposé au membre testé et devient significative pour des valeurs élevées et maximales de l'inclinaison (jusqu'à 11°, soit une variation de 5,5% pour A80)

L’accroissement de la vitesse de rotation du plateau n’influe pas de façon significative sur l’amplitude du carpe.

L’augmentation simultanée de l’inclinaison et de la vitesse de rotation du plateau entrainent une augmentation significative de l’amplitude articulaire du carpe, surtout dans le mouvement du côté du membre testé. Elle passe de 5° (3%) à V10/A10 à 21° (15%) à V80/A80. Ceci se fait surtout par augmentation de l’amplitude en extension (de 196° pour V10/A10 à 223° pour V80/A8, carpe paraît plus « affaissé » sur le tapis du plateau.

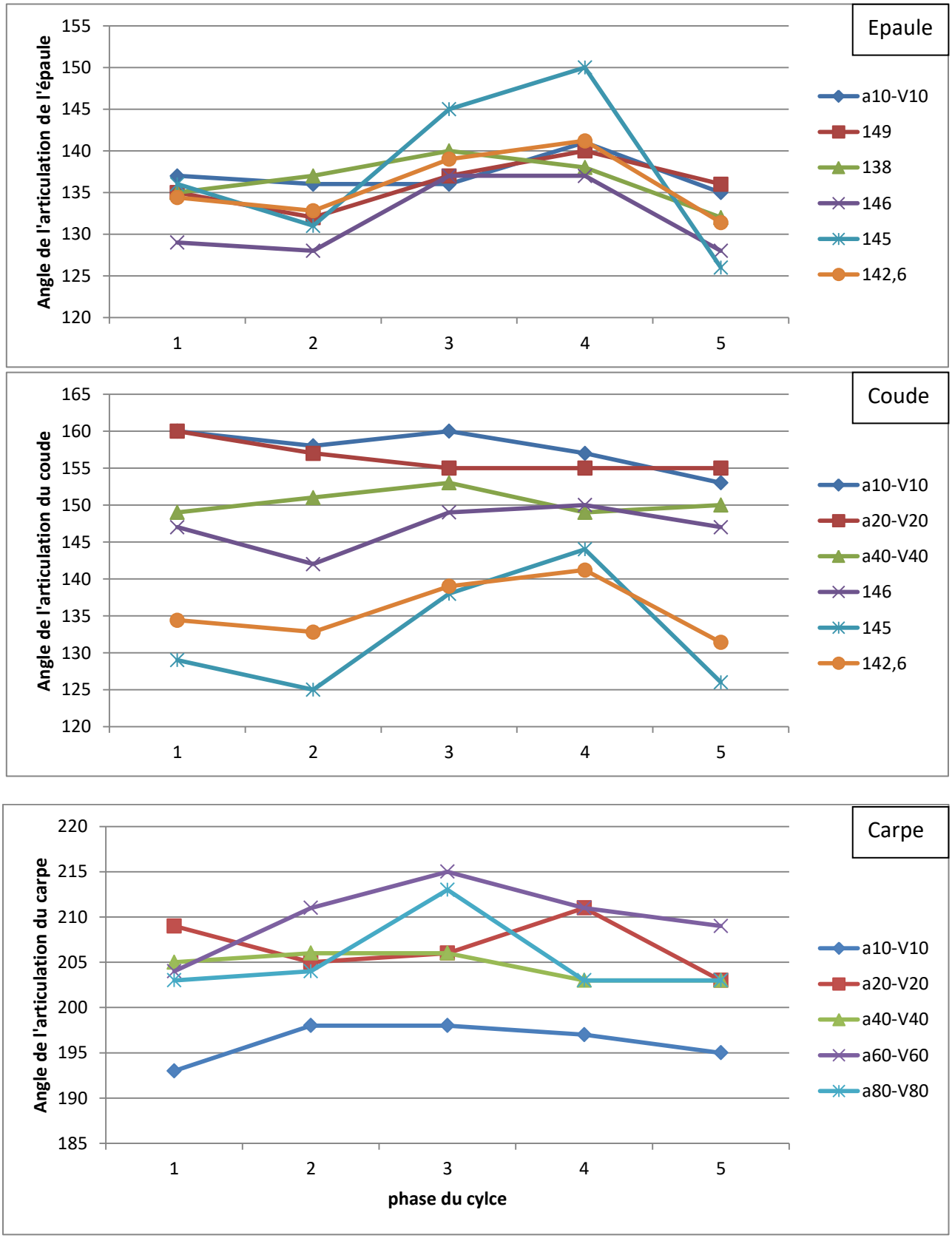


Figure 29 : **Evolution de l'angle articulaire de l'épaule lors de l'augmentation de l'inclinaison et de la vitesse du plateau** (Mouvement dans le sens opposé au membre testé). A et V correspondent respectivement à l'angle d'inclinaison et à la vitesse de rotation du plateau. Le temps 5 du cycle du plateau correspond au retour au temps 1

b. Activité Electromyographique des muscles du membre thoracique

i. Pattern général

A partir de l'amplitude A10, des contractions sont observables à l'EMG de surface pour le Triceps brachial ainsi que pour le muscle supra-épineux. Ces contractions n'apparaissent pas à tous les cycles. Elles sont liées à une phase bien particulière du cycle : quand le plateau est dans sa phase descendante du côté de l'antérieur gauche (membre étudié).

Pour le Supra-épineux, la durée des contractions est d'environ un quart de cycle pour une tension d'environ 1.4 mV. Pour le Triceps Brachial, la durée des contractions est de 2s (soit environ un quart de cycle) pour une tension de 1.8 mV.

La phase de contraction des deux muscles correspond au moment où le membre thoracique se met en extension pendant la phase descendante crâniale du plateau et du côté du membre testé. Ceci correspond aux phases de passage du plateau des temps 2 à 4, et coïncide avec les phases d'extension aussi bien de l'épaule que du coude observées dans l'étude cinématique avec un angle d'extension maximale atteint au temps 3 ou 4 du cycle (Figure 30).

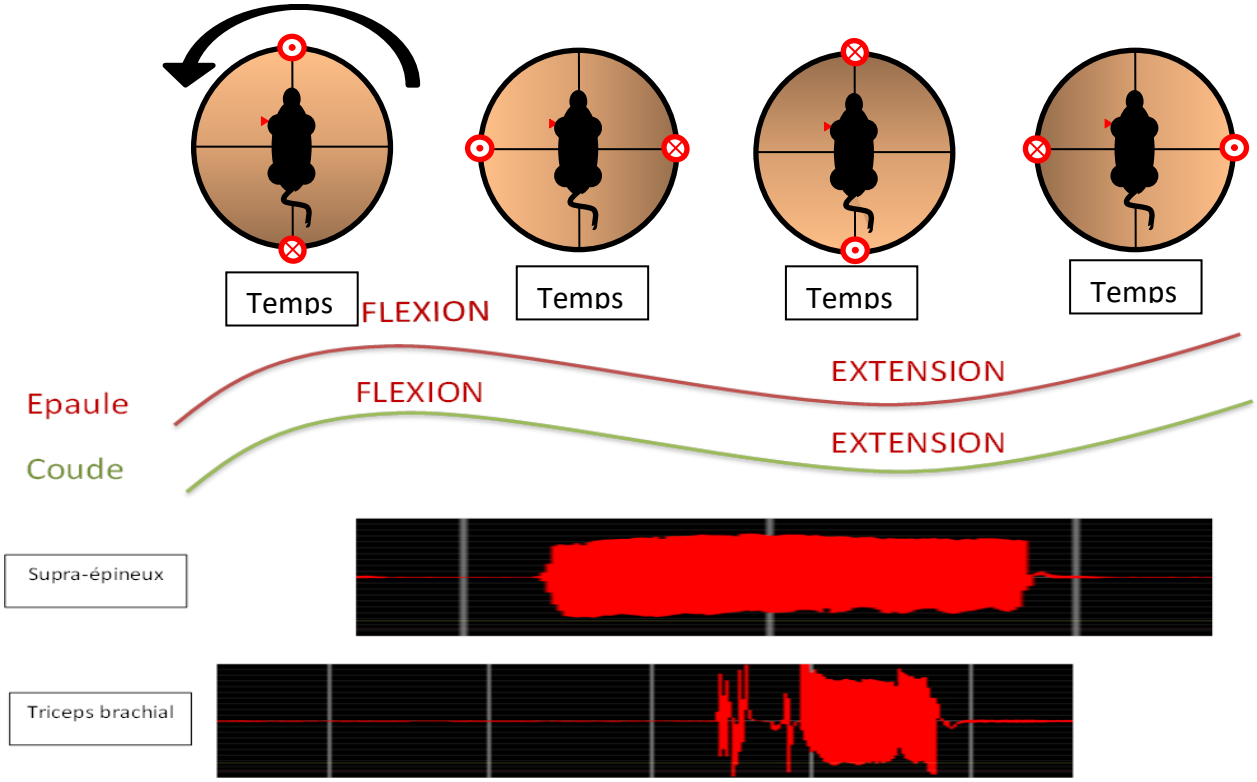


Figure 30: Activité EMG des muscles Supra-Epineux et Triceps Brachial

ii. Impact de la variation d'amplitude

Le muscle Supra-épineux présente des salves de contractions visibles à partir de l'amplitude A20. La tension des contractions passe rapidement de 1.5 mV à 2 mV lorsque l'inclinaison du plateau dépasse A20 ou A40. A partir de l'amplitude 40, les retours au potentiel de base ne sont plus systématiques à chaque cycle. La contraction semble rapidement isométrique.

Le muscle Triceps brachial présente des salves de contractions dès une amplitude de A10 et elles sont individualisables jusque A60 voire A80. Lorsque l'inclinaison augmente jusque A60, on note une diminution de la durée des contractions que se font de plus en plus précisément sur le cycle. Au-delà les contractions deviennent continues et il n'y a plus de retour au potentiel de base. Nous n'observons pas de variation de la tension des contractions avec l'augmentation de l'amplitude.

iii. Impact de la variation de vitesse

L'augmentation de la vitesse de rotation du plateau motorisé a montré des adaptations du muscle Triceps brachial différentes chez le deux chiens testés. En effet, l'augmentation de la vitesse s'est accompagnée de la disparition des contractions cycliques chez Ipso dès la vitesse V40 avec une augmentation de l'activité basale tonique jusqu'à environ 1 mV à partir de la vitesse V30. Par contre Iago a, dès la vitesse V30, présenté des contractions de plusieurs cycles de tension 1.8 mV, qui se sont individualisées aux vitesses V40 et V50 pour redevenir continues à la vitesse V60.

Le muscle Supra-épineux a, quant à lui, présenté des contractions régulières et dissociables jusqu'à une vitesse de V50, sans modification de la tension. A partir de V50, Iago a présenté des contractions pendant plusieurs cycles de tension proche de 1.5 mV. Ipso a quant à lui présenté une activité basale tonique augmentée à 1.2 mV sans contractions cycliques.

iv. Résumé des points essentiels des résultats concernant le membre thoracique

→ L'articulation de l'épaule est celle qui montre les augmentations des amplitudes articulaires les plus importantes avec l'accroissement de l'inclinaison du plateau. Le coude et le carpe montrent de faibles modifications angulaires.

→ La vitesse de rotation du plateau n'a pas d'influence significative sur les amplitudes articulaires de l'épaule, du coude et du carpe.

→ Les contractions cycliques des muscles Supra-épineux et Triceps brachial coïncident avec les phases d'extension de l'épaule et du coude au moment où le plateau s'abaisse crânialement et du côté du membre testé. Le maximum d'extension est atteint aux temps 3 ou 4 du cycle du plateau.

→ Le muscle Supra-Epineux voit l'intensité de sa contraction augmenter rapidement et à partir d'une inclinaison de A40, la contraction devient isométrique. La contraction devient également isométrique à partir d'une vitesse V50 du plateau.

→ Les contractions cycliques du m. Triceps Brachial restent individualisables jusqu'à une inclinaison de A60 ou A80 avant de se confondre en une contraction continue. L'adaptation aux vitesses croissantes diffère selon le chien : soit augmentation importante de l'activité tonique de base, soit contraction continue à partir de V60.

5. Bilan des résultats

Les résultats principaux sont synthétisés dans les tableaux XI et XII.

Tableau XIII : Résumé des résultats de l'étude cinématique

Articulation	Mouvement par rapport au cycle du plateau (Rotation considérée dans le sens du membre testé)	Effet de l'inclinaison du plateau	Effet de la vitesse de rotation du plateau
Hanche	Extension maxi au temps 1 – Flexion maxi au temps 3	Augmentation de l'amplitude	Diminution de l'angle d'extension maxi. Réduction de l'amplitude.
Grasset	Extension maximale au temps 2 - Flexion maxi au temps 3	Pas de modification d'amplitude (sauf aux inclinaisons maximales)	Pas de modification notable
Jarret	Flexion maxi au temps 3-4 – Extension maximale au temps 1-2	- Rotation du côté du membre : Diminution des angles d'extension et de flexion maxi. - Pas de modification de l'amplitude. - Rotation sens opposé au membre : Légère augmentation d'amplitude.	Diminution des angles de flexion et d'extensions maximales – Pas de modification de l'amplitude.
Rachis thoraco-lombaire	- Lombo-sacrale : Extension maxi au temps 1 – Flexion maxi au temps 3. - Thoraco-lombaire : Flexion maxi au temps 1 – Extension maxi au temps 3	Augmentation de l'amplitude surtout pour la jonction thoraco-lombaire	Pas d'influence
Epaule	Flexion maxi au temps 2 - Extension maxi au temps 4	- Augmentation de l'extension maxi – Diminution de la flexion maxi - Augmentation de l'amplitude articulaire	Diminution de l'angle maxi – Réduction de l'amplitude
Coude	Flexion maximale au temps 1-2	Pas de variation significative du côté du membre	Pas d'influence
Carpe	Flexion maximale au temps 1-2 – Extension maxi au temps 3-4	Augmentation de l'amplitude articulaire si rotation dans le sens opposé	Pas d'influence

Tableau XIV : Résumé des résultats de l'étude EMG

Muscle	Activité EMG par rapport au cycle	Effet de l'inclinaison du plateau	Effet de la vitesse de rotation du plateau
Fessier Moyen	Phase d'extension de la hanche	Augmentation de l'intensité des contractions	Contraction continue à partir de V30
Quadriceps fémoral	Phase d'extension du grasset	Contractions continues à partir A60	Soit augmentation de l'activité tonique de base soit contraction continue à V60
Biceps fémoral	Phase de flexion du grasset	Contractions continues à partir A60	Contraction continue à partir de V40
Longissimus	Phases : - D'extension lombo-sacrale (temps 3 à 1) - D'extension thoraco-lombaire (temps 1 à 3)	Augmentation de l'amplitude puis contraction continue à partir de A40	Augmentation de l'amplitude puis contraction continue à partir de V40
Supra-épineux	Phase d'extension de l'épaule	Augmentation de l'intensité et à partir de A40 contractions isométriques	Contraction isométrique dès V50
Triceps brachial	Phase d'extension du coude	Contractions individualisables jusque A60.	Augmentation de l'activité tonique de base ou contraction continue dès V60

D. Discussion

1. Concernant le déroulement de l'étude et la méthodologie

A notre connaissance, cette étude est le premier travail permettant une approche biomécanique objective de la réponse physiologique à un déséquilibre externe chez le chien en exercice sur un plateau motorisé déstabilisant.

Au vu de la faible population (2 chiens), les résultats obtenus et présentés ici devraient être considérés comme des tendances générales possibles de réponse chez l'animal sain et non pas comme des réponses systématiques.

a. Etude EMG

Le temps imparti et disponible pour la réalisation de la partie expérimentale de l'étude d'une part, et la qualité du matériel d'acquisition dont nous disposions d'autre part, ont conditionné une grande partie la méthodologie et le déroulement de notre étude :

- Nous avons limité notre étude à 6 muscles d'intérêt majeur en physiothérapie vétérinaire : ceux qu'on est le plus souvent amenés à rééduquer et renforcer parce qu'ils montrent souvent des amyotrophies ou des déficits liés à un manque d'utilisation, suite à un traumatisme ou une chirurgie, ou pour un travail de stabilisation active d'une articulation. La taille des électrodes ainsi que la facilité de détermination et l'accessibilité des points moteurs ont également orienté le choix des muscles. Enfin, nous ne disposions que d'un seul patch d'électrodes fonctionnel, ce qui ne permettait de tester qu'un muscle à la fois. Il aurait été intéressant de pouvoir comparer deux muscles antagonistes pour le membre thoracique par exemple, comme nous l'avons fait pour le membre pelvien.

- L'absence de fixation possible des électrodes d'EMG nous a obligé de maintenir les électrodes en place manuellement. Plusieurs essais préalables de différentes manières de fixation ont montré que la manière adoptée était celle qui permettait la meilleure acquisition, et avec le moins de perte et parasites possible, du signal EMG. Le biais d'opérateur est limité par le fait que le chien est « en statique » sur le plateau, en ce sens qu'il n'y a pas de déplacement du chien comme sur un tapis roulant, donc des mouvements de la peau limités, d'autant plus que les débattements articulaires sont faibles et que le mouvement du plateau est cyclique et peut être anticipé. Ce biais est également limité par le fait que pour chaque muscle étudié nous nous sommes basés sur au moins cinq cycles de contractions comparables et régulières.

- La vétusté du matériel d'acquisition et du système d'exploitation EMG et le manque d'assistance technique de la part du fabricant ne nous ont pas permis une analyse complète et quantitative plus poussée des enregistrements EMG, par filtration et intégration des graphiques par exemple. Les constantes d'acquisition de la tension musculaire étaient parfois insuffisantes et ne permettaient pas de visualiser l'intégralité de la contraction. D'autre part la précision de la synchronisation auditive de la vidéo avec l'EMG était de l'ordre de la seconde, ce qui ne permet pas d'analyser quantitativement toutes les séquences d'EMG et peut apporter un biais dans l'interprétation du moment d'apparition de la contraction par rapport au cycle du plateau. Toutefois, pour les vitesses lentes à moyennes du plateau, les contractions cycliques étaient bien identifiables sous les doigts de

l'opérateur, et une observation attentive des mouvements du plateau ainsi que la superposition aux résultats de l'étude cinématique permettent de limiter ce biais.

L'étude par EMG nous a permis de caractériser des réponses musculaires, pas toujours similaires, chez deux chiens, et de les corréler aux mouvements du plateau d'une part et aux mouvements articulaires d'autre part. Les résultats s'avèrent dans la majorité des cas logique.

b. Etude cinématique

Le principe même du plateau motorisé étant d'imposer un mouvement déséquilibrant dans les trois plans de l'espace, idéalement l'étude cinématique devrait être réalisée en 3D et de façon simultanée avec l'acquisition EMG. Ne disposant pas des moyens techniques à cet effet, nous nous sommes, d'une part, limités à une étude en 2D des mouvements sagittaux et, d'autre part, nous avons dû réaliser l'étude cinématique et l'étude EMG en deux temps. Bien que les mouvements du rachis aient été filmés avec deux caméras de façon à caractériser simultanément les mouvements de flexion/extension et de latéroflexion, nous n'avons pu exploiter et présenter que des résultats partiels concernant le tronc. En effet, bien que le mouvement du rachis fût bien identifiable dans le plan horizontal avec les repères, il s'est avéré très sensible au placement et au moindre petit mouvement de la tête et du cou du chien, qu'il n'était évidemment pas possible d'immobiliser complètement. D'autre part, tous les repères n'étaient pas toujours bien visibles sur les prises de vue de profil étant masqués en partie par les long poils qui les entourent.

De ce fait, notre étude ne prend donc pas en compte tous les mouvements compensatoires possibles, notamment ceux dans le plan frontal (abduction/adduction) et horizontal (rotations) induits par la mobilité du plateau, et qu'il aurait été intéressant de combiner avec une étude de l'activité de certains muscles ayant une action plus spécifique dans ces plans et facilement accessibles, tels que les muscles gracile ou sartorius pour le membre pelvien ou le pectoral descendant pour le membre thoracique.

Néanmoins, notre étude a permis de caractériser de façon assez fiable et reproductible les mouvements sagittaux des différents segments des membres et du rachis thoraco-lombaire. Notre méthode de subdiviser le cycle du plateau en 4 phases marquées par 4 temps remarquables bien identifiables sur les vidéos nous a en outre permis de corréler ces mouvements à l'activité EMG des muscles étudiés et de mieux analyser et comprendre le type d'action musculaire mis en jeu.

Même s'il était initialement prévu, nous n'avons finalement pas réalisé de calcul des erreurs induites par les mouvements de la peau par rapport aux repères osseux sous-jacents. En effet, les résultats de l'étude cinématique ayant montré des amplitudes articulaires faibles, voire dans certains cas minimes (quelques degrés), même pour des articulations réputées montrer habituellement des mouvements importants de la peau tel que le grasset (du fait du pli du grasset), comparativement à ceux rencontrés dans les études chez le chien à la locomotion, nous avons jugé qu'un tel calcul n'était pas nécessaire et n'apporterait aucune modification à l'interprétation des résultats dans notre étude.

2. Concernant les résultats

a. Résultat de l'étude cinématique

i. Synthèse générale

De façon générale, des résultats de notre étude cinématique, il ressort que :

- Les segments des membres accompagnent dans le plan sagittal le mouvement du plateau : les angles articulaires ont tendance à s'ouvrir (extension) lors de la descente du plateau du côté du membre considéré, et à se fermer (flexion) quand le plateau entame sa montée du côté de ce membre

- La variation du degré d'inclinaison du plateau influe sur l'amplitude des mouvements articulaires. Toutefois, seules les articulations de la hanche et de l'épaule montrent des variations significatives des amplitudes articulaires avec l'augmentation de l'inclinaison du plateau.

- La vitesse de rotation du plateau n'a pas d'influence notable sur l'amplitude articulaire ;

- Il n'y a pas de différence évidente quand le membre testé est du côté du sens de rotation du plateau ou à son opposé, sauf pour le grasset où les modifications (angles maxi et mini et amplitude) affectent plus nettement le membre situé du côté du mouvement.

ii. Mouvement Elisphérique et différence membres thoraciques / membres pelviens

Nos résultats suscitent une autre observation qui pourrait être en rapport avec le type de mouvement Elisphérique® de l'Imoove® :

- Pour le membre pelvien, sauf pour les valeurs maximales de l'inclinaison du plateau ou du couple inclinaison/vitesse (à partir de A80 et A80/V80), on voit que l'angle minimal des différentes articulations est exceptionnellement inférieur à l'angle articulaire au repos.

Ainsi, les débattements angulaires des articulations du membre pelvien se font essentiellement sur un membre en état d'extension par rapport à l'angle au repos.

- A l'inverse, pour le membre thoracique, les variations angulaires de l'épaule, du coude et du carpe se font de part et d'autre des angles calculés au repos.

A notre connaissance, aucune étude référencée ne compare les mouvements des différentes articulations du membre inférieur chez l'homme induits par le mouvement Elisphérique ® de l'Imoove® à ceux provoqués par le mouvement sphéroïdal simple de l'autre plateforme motorisée actuellement sur le marché (Huber®). Ce comparatif serait intéressant chez le chien du fait de sa station quadrupédique.

iii. Mouvements des charnières thoraco-sacrale

Les résultats de l'étude cinématique dans le plan sagittal nous permettent de relever une autre particularité remarquable du mouvement induit par le plateau Imoove : les charnières thoraco-lombaire et lombo-sacrale montrent un décours inverse : quand l'une décrit un mouvement d'extension, l'autre décrit réalise une flexion, et inversement. Ceci diffère complètement du mouvement naturel de ces deux jonctions, qui dans les différentes conditions classiques de la locomotion et même du saut présentent un mouvement synchronisé dans le même sens.

Ceci est en rapport avec le mouvement de bascule antéro-postérieure et postéro-antérieure du plateau et est d'autant plus marqué que le degré d'inclinaison du plateau augmente.

La latéroflexion se déroule du côté de la phase ascendante du plateau et est associée à la phase de flexion thoraco-lombaire. Elle paraît également d'autant plus marquée que le degré d'inclinaison du plateau, donc de flexion thoraco-lombaire est élevé. La flexion vertébrale désengage les surfaces des processus articulaires vertébraux du segment thoraco-lombaire et favorise une plus grande amplitude de mouvements latéraux et rotatoires. Toutefois, cette latéroflexion induite par le plateau est fortement influencée par la posture de l'encolure et de la tête. Il semble que quand le chien tourne l'encolure d'un côté, l'amplitude de la latéroflexion thoraco-lombaire s'atténue de ce côté.

Ces aspects peuvent s'avérer intéressants en rééducation mais aussi dans les techniques dynamiques de thérapies manuelles.

- Cette dissociation des mouvements thoraco-lombaire et lombo-sacrale peut apporter une sollicitation nouvelle, donc des informations nouvelles pour le SNC, et donc pourrait avoir une valeur d'éducation – ou de rééducation- proprioceptive intéressante.

- A des amplitudes moyennes à élevées, et faible vitesse, l'exercice peut s'avérer intéressant en tant que moyen d'exercice d'amplitude active de ces deux charnières chez le chien.
- Toutefois, il faut rester particulièrement prudent chez les chiens à risque de hernies discales ou présentant des protrusions discales chroniques, notamment avec les paramètres induisant des inclinaisons importantes du plateau impliquant des contraintes en flexion vertébrales importantes.

L'étude des mouvements vertébraux associés à l'exercice sur la plateforme Imoove-Vet® nécessite d'être approfondie et précisée par des études ultérieures.

iv. Comparaison avec les études sur la locomotion

Dans son mémoire de Master Chalavon C (2012), dresse un parallèle chez l'homme entre la course à pied et l'exercice sur la plateforme Imoove® concernant le déplacement angulaire du membre inférieur (Tableau XV). Il constate que dans les deux cas on observe :

- Une bascule du bassin
- Une alternance des appuis,
- Un travail à la fois excentrique et concentrique

Par contre l'Imoove® permet un contact continu sur le sol et une absence de choc à contrario de la course.

Tableau XV: Comparaison des amplitudes articulaires chez l'homme

	Cheville	Genou	Hanche
Imoove V40-A40	7°	8°	4°
Imoove V70-A70	16°	24°	12°
Imoove V100-A100	23°	31°	19°
Marche 5km/h	28°	60°	43°
Course 10km/h	49°	68°	59°

Cette étude montre bien la différence entre un travail statique et un travail dynamique sur les angles articulaires. Les déplacements angulaires sont plus importants lors de la course que lors de la marche. Pour le genou et la hanche, un travail sur l'Imoove® à des constantes de vitesse et d'inclinaison maximales (100) entraine des déplacements angulaires deux fois moins importants que la marche à 5km/h. Pour la cheville, le travail à constantes maximales entraine des déplacements angulaires proches de ce qui est observé lors de la marche.

De façon similaire, nous avons comparé nos résultats sur la plateforme Imoove-Vet ® à ceux de récentes études cinématiques concernant la marche et les principaux exercices utilisés habituellement en rééducation chez le chien (Tableau XVI).

Tableau XVI: Comparaison des amplitudes articulaires chez le chien

*Les amplitudes calculées proviennent des résultats issus des tests conduits pour des hauteurs de cavalettis correspondant à 7% de moins que la hauteur des chiens.
** Les résultats proviennent de l'étude à vitesse V80 et amplitude A80 dans le sens de rotation du membre droit.
1 (Silva et al, 2014)
2 (Ragetly et al, 2012)
3 (Holler et al, 2010)
4 (Birch et Lesniak, 2013)

	Marche [1]	**Trot sur tapis roulant 2**	**Tapis roulant incliné (11%)** [3]	**Cavalettis** [4*]	**Imoove-Vet®****
Hanche	34°	25°	30°	38°	13°
Grasset	40°	26°	36°	82°	16°
Jarret	35°	53°	38°	64°	17°
Epaule	25°		30°	34°	24°
Coude	50°		54°	82°	19°
Carpe	107°		70°	112°	21°

Nous pouvons constater que, quel que soit l'exercice dynamique proposé, les variations angulaires sont toujours largement supérieures à celles mises en évidence lors de l'exercice avec le Imoove-Vet®, même avec les paramètres d'inclinaison et de vitesse les plus élevés. Or ces paramètres maximaux ne sont pas utilisés en pratique – et non utilisables – chez des chiens convalescents en rééducation.

Sur un autre plan, sauf en ce qui concerne la hanche située du côté de la rotation du plateau, quand il y a gain d'amplitude notable avec l'Imoove (plus de 5% de la valeur initiale) dans la grande majorité des cas, ceci est le fait d'une augmentation de l'amplitude en flexion et non pas en extension (le chien a tendance à se « ramasser » de façon à rapprocher son centre de gravité de celui du plateau). Or, dans la majorité des cas, les pertes d'amplitudes lors d'affections de la hanche, du grasset, et de l'épaule qu'elles soient traumatiques ou en post-opératoire, sont des déficits à l'extension. D'ailleurs une corrélation directe a été mise en évidence entre une augmentation de l'extension du genou et la meilleure mise en charge du membre opéré après stabilisation chirurgicale suite à une rupture du ligament croisé crâniale (Millis et al ; 1997, Jandi et Schulman, 2007) et un gain d'amplitude en extension de la hanche est associé à une meilleure récupération fonctionnelle (Sawaya et al 2009, Sawaya et al 2014). A l'opposé la majorité des affections du coude sont souvent associées à une arthrose sévère et se caractérisent par une perte d'amplitude importante à la flexion. Cette restriction d'amplitude est essentiellement d'ordre mécanique, due au développement sévère de l'arthrose, et imposer un exercice forcé aux amplitudes maximales en flexion n'est pas indiqué, car aura tendance à aggraver la boiterie.

A ce titre, une étude comparée de ces variations angulaires et de leur adaptation chez les chiens présentant différentes affections des membres serait intéressante.

Cers observations nous amènent aux réflexions suivantes :

- L'exercice sur le Imoove-vet® n'a aucun intérêt en tant que moyen de gain d'amplitude articulaire et il devrait être complété aussi bien par des exercices d'amplitude passive et des exercices d'amplitude active.

- Lors de fortes restrictions d'amplitudes d'origine mécanique (arthrose du coude en particulier) il peut s'avérer néfaste de travailler avec des inclinaisons impliquant un travail sous contrainte aux amplitudes maximales de flexion.

- Par contre, l'exercice sur la plateforme Imoove-Vet® montre tout son intérêt quand il est nécessaire de travailler à de faibles amplitudes de mouvement, en particulier quand s'agit d'un travail de rééducation de la stabilisation active d'une articulation. Cette stabilisation active pouvant être éduquée à différents degrés d'inclinaison du plateau, de façon à augmenter la composante proprioceptive de cette rééducation

b. Résultats des enregistrements électromyographiques

i. Adaptation des chiens

Durant notre étude, le comportement des chiens sur la plateforme a évolué au cours des séances. Ils ont présenté de moins en moins de mouvements sur le plateau pour compenser les déséquilibres. Au cours d'une même session d'enregistrement, les chiens ou l'opérateur se sont adaptés. En début de séance, les enregistrements EMG présentaient beaucoup de bruits parasites qui se sont s'atténuées avec l'augmentation des paramètres du mouvement du plateau.

Avec le protocole utilisé, aucun chien n'a cherché à descendre du plateau, quels que soient les paramètres utilisés, même très élevés engendrant des déséquilibres importants. On peut donc constater, que même si les deux chiens inclus dans l'étude n'ont pas suivi un entrainement préalable de plusieurs séances sur le plateau, ils se sont adaptés très vite aux mouvements du plateau, et à ses variations progressives. Cette adaptation peut être constatée aussi bien au cours d'une même séance d'enregistrement (amélioration de la qualité et de la visibilité des contractions comme évoqué plus haut), mais aussi, au fil des séances. De ce fait, il est probable que les EMG des muscles enregistrés au cours des sessions suivantes soient réalisés chez un chien plus habitué au plateau qu'au cours de la première séance de tests. La longueur de la procédure à chaque séance (lassitude des chiens) d'une part, et le fait que nous ne pouvions enregistrer l'activité que d'un seul muscle à la fois d'autre part, ne nous permettaient pas de réaliser l'ensemble des enregistrements en une ou deux séances.

Cette adaptation rapide des chiens aux mouvements du plateau est celle constatée sur le terrain dans la pratique de l'Imoove-Vet® en rééducation chez le chien (Jacquemin-Bietrix L, 2015 ; Sawaya S, communications personnelles). Plus particulièrement, l'adaptation rapide à l'exercice avec des paramètres élevés, est rapportée dans une étude récente chez le chien d'agility (Saussac A, 2018)

Même si les chiens montrent une faculté d'adaptation rapide aux mouvements du plateau, cette adaptation à l'augmentation des paramètres doit se faire de façon progressive et par paliers, à fortiori quand il s'agit de chiens en rééducation fonctionnelle.

ii. Types d'activités EMG enregistrés

Nos enregistrements montrent principalement deux types d'activité EMG :

- **Des contractions cycliques** (salves de contractions suivies de phases de retour à la ligne de potentiel de base) : elles sont présentes pour des valeurs faibles à moyennes de l'inclinaison du plateau (jusqu'à A50/A60) ou/et à vitesse de rotation (jusqu'à V50) ;

- **Des contractions continues** apparaissant pour des valeurs moyennes à élevées de l'inclinaison (à partir de A50) et/ou de la vitesse de rotation du plateau (à partir de V50).

Dans ce dernier cas, il s'agit probablement de deux types d'adaptation de l'activité musculaire :

- **La première est de type immédiat** : pour pratiquement tous les muscles étudiés, la durée d'une salve de contraction est plus ou moins égale ou inférieure à une des quatre phases du cycle de rotation du plateau. Quand la vitesse du plateau est augmentée, la durée de cette phase se rétrécit et devient plus courte que la durée de la salve de contraction. On assiste alors à une contraction continue, qui pourrait être la résultante de la sommation de salves successives, ou à la mise en place spontanée d'une longue contraction continue.

Associé au fait que les variations angulaires sont minimes ou non significatives à vitesse élevée, donc pratiquement sans mouvement articulaire, ceci implique que ces contractions sont de type isométrique et maintenues pendant la durée de l'exercice. Ce type de contraction prolongé sans phase de repos est fortement consommateur en nutriments (sources énergétiques) et en oxygène et peut favoriser la fatigue musculaire, l'apparition de contractures ou de crampes. Si les fibres musculaires ne peuvent pas s'oxygéner ou se ré-oxygéner correctement, le métabolisme anaérobie lactique devient prédominant et peut être à l'origine de courbatures et de douleurs musculaires post-effort par accumulation d'acide lactique dans le muscle. Par conséquent, dans le cadre d'un travail à ces seuils, il est nécessaire de prévoir des pauses régulières ou d'alterner avec des phases de travail cyclique afin de limiter l'apparition de crampes et de contractures.

Dans l'étude de Saussac A (2018) chez le chien d'agility, c'est probablement ce type de contractions isométriques, dominantes au cours des trois dernières semaines du protocole d'entraînement des chiens sur la plateforme, qui serait à l'origine de l'augmentation de la circonférence des segments des membres (surtout de a cuisse et du bras) sans doute en rapport avec une augmentation de la masse musculaire. Ceci était associé chez la majorité des chiens à une tendance à l'augmentation de la pression maximale d'appui et de la force maximale exercée par les membres mis en évidence par analyse biomécanique de la marche.

- **La seconde serait une réponse anticipatrice** : ce serait le cas quand l'inclinaison du plateau augmente fortement. Dans ce cas, cette contraction persiste quand le mouvement opposé à celui dont le muscle est directement effecteur est réalisé par l'articulation correspondante. Par conséquent, ceci indique que le muscle présente alors en alternance deux types de contractions : concentrique et excentrique. Cette contraction excentrique permettrait de mieux contrôler ou ajuster l'amplitude des segments articulaires à celle du plateau qui entraîne le membre dans son mouvement.

iii. Activité des différents muscles testés

Plusieurs études existent chez les quadrupèdes (Valentin et Szoldos, 2016), notamment chez le chien, portant sur l'activité électromyographique de différents muscles au cours de la locomotion à différents allures (Tokuriki 1973 et 1974 ; Wentink, 1976 ; Ritter et al 2001 ; Shilling et Carrier, 2009 ; Garcia et al 2014 ; Bockstahler al 2009 et 2012); ou lors de certains exercices de rééducation (Lauer et al, 2009 ; Breitfuss et al, 2014). Elles sont toutes couplées à une étude cinématique.

Les activités musculaires dépendent de la phase de la locomotion (appui, soutien) et des subdivisons de ces phases (amortissement puis propulsion à l'appui ; ramener et embrassée au soutien). De ce fait il est difficile et complexe de faire une comparaison de l'activité musculaire au cours du mouvement décrit sur la plateforme Imoove, qui ne comprend pas de phase de soutien d'une part, ni de phase d'amortissement et de propulsion à l'appui d'autre part.

Dans notre étude, quand les contractions se traduisent par des salves cycliques, cette activité électromyographique coïncide, pour tous les muscles étudiés, avec la phase du mouvement correspondant à celui qui est reconnu et classiquement décrit chez les animaux. Le membre accompagne le mouvement du plateau (extension quand le plateau descend, flexion quand le plateau est en phase ascendante, du côté du membre) de façon à garder le contact avec sa surface.

Le tableau XVII, compare les actions musculaires mises en évidence au cours de la locomotion et celles observées dans notre étude.

Tableau XVII – Comparatif entre activité EMG pendant la locomotion et lors d'exercice sur le plateau Imoove-Vet® (EMG pendant la locomotion, synthèse à partir de Wentink, 1976, Tokuriki, 1973, Shilling et Carrier, 2009 ; Garcia et al 2014 ; Bockstahler et al 2012)

Muscle	Activité au cours de la locomotion	Activité EMG lors d'exercice sur Imoove
Fessier Moyen	**A l'appui** : Dès le poser du pied et pendant toute la phase d'amortissement : extension de la hanche → action de rétraction du membre en synergie avec les muscles fémoraux caudaux	Coïncide avec l'extension de la hanche
Biceps fémoral	**Au soutien** : Flexion du genou (concentrique) lors du ramener – Excentrique lors de l'embrassée ⇒ contrôle de l'amplitude d'extension du genou **A l'appui** : En synergie avec les muscles fessiers : extension de la hanche pendant toute la phase d'amortissement (rétraction du postérieur).	Coïncide avec la flexion du genou
Quadriceps fémoral	**Au soutien** : Lors de l'embrassée (« engagement des postérieurs ») participe à la flexion de la hanche (m. droit de la cuisse) et à l'extension du genou. **A l'appui** : Au poser et pendant l'amortissement : Contraction excentrique ⇒ contrôle de la flexion du grasset – A la propulsion : contraction concentrique ⇒ extension du grasset	Coïncide avec la phase d'extension du grasset
Longissimus	**Au soutien** : pendant l'engagement du postérieur ipsi-latéral **A l''appui** : pendant la phase de propulsion du postérieur ipsi-latéral	Deux phases d'activité : 1) Coïncide avec la phase d'extension lombo-sacrale et de flexion thoraco-lombaire (plateau à son apogée crâniale) 2) Coïncide avec la phase de flexion lombo-sacrale et d'extension thoraco-lombaire (plateau à son apogée caudale)
Supra-épineux	**Au soutien** : extension de l'épaule lors de l'embrassée. **A l'appui** : Contraction excentrique au poser et pendant	Coïncide avec la phase d'extension de l'épaule

	l'amortissement : contrôle de l'affaissement de l'épaule – Contraction concentrique ⇒ extension de l'épaule lors de la propulsion	
Triceps brachial	**Au soutien** : Pendant l'embrassée : bascule caudale de la scapula et extension du coude (chef long) – **A l'appui** : Contraction excentrique au poser et phase d'amortissement (chefs courts) – Concentrique ⇒ extension de l'épaule à la propulsion.	Coïncide avec la phase d'extension du coude

iv. Contractions concentriques et excentriques

Nous n'avons pas pu mettre en évidence une activité EMG qui pourrait être assimilée à une contraction excentrique (i.e. : pas d'activité EMG du quadriceps pendant la phase de flexion du genou) pendant les phases de contractions cycliques. Ceci peut s'expliquer par les faits suivants:

- Au cours de la locomotion, c'est le poser du pied au sol avec l'action de la gravité qui provoque une flexion des segments des membres, contrôlée par la contraction excentrique des muscles posturaux permettant de limiter cet affaissement.

- Tandis qu'à l'exercice sur la plateforme motorisée, c'est le mouvement du plateau qui en se soulevant induit la flexion (ou en s'abaissant, induit l'extension) des segments des membres. Le chien s'adapte en accompagnant le mouvement du plateau et non pas en s'opposant à lui.

Ce n'est que lors de variations d'amplitudes articulaires importantes associées à des inclinaisons élevées du plateau et l'apparition d'une contraction continue aussi bien pendant la phase de flexion que d'extension d'une articulation que nous supposons qu'apparaissent de contractions probablement de type excentrique qui permettraient alors d'ajuster plus précisément les mouvements des membres à ceux devenus rapides du plateau.

L'étude de Lauer et al (2000) réalisée chez des chiens évoluant sur un tapis roulant avec pentes ascendante et descendante peut être citée ici. Elle montre que l'exercice sur pente ascendante renforce les contractions du biceps fémoral plus que celles du quadriceps. La pente ascendante implique d'une part, la nécessité d'une plus grande flexion du genou lors de la phase de soutien, et d'autre un effort plus important d'extension de la hanche lors de la rétraction du membre à l'appui. Dans notre étude, l'action du biceps fémoral a bien lieu pendant la flexion du genou, mais à l'opposé de ce qui se passe lors de la marche, celle-ci a lieu à l'appui, et nous n'avons pas enregistré d'activité de ce muscle lors de l'extension de la hanche. Sur le plateau mouvant, nous n'avons pas de phase équivalente à ce mouvement de la locomotion. Toujours dans l'étude citée, la pente descendante engendre une contraction excentrique du muscle biceps fémoral qui se traduit à l'EMG par une faible activité musculaire.

Chez le cheval, une étude sur l'effet d'un entrainement au galop à vitesse constante (12.6 à 14..7 m/s) sur tapis roulant sur la fatigue musculaire mesurée par électromyographie invasive (Takahashi Y, 2018), montre que la fatigue musculaire est quantifiée par une diminution de la mesure de l'EMG pour les muscles Biceps fémoral et Fessier moyen tandis que le Longissimus ne présente pas de variation. Les muscles Biceps fémoral et Fessier moyen seraient donc plus sensibles à la fatigue. Nous n'avons pas pu observer de différences significatives entre les activités musculaires de ces muscles au cours de nos séances, soit parce que l'EMG de surface ou la méthode de réalisation ne sont pas assez précis, soit parce que l'exercice sur plateforme mené lors d'un enregistrement EMG est trop court pour atteindre les seuils de fatigues engendrés par une séance de galop d'une dizaine de minutes.

Le seul couple agoniste/antagoniste que nous avons étudié correspond au quadriceps et biceps fémoraux. Pour des inclinaisons et/ou vitesses faibles à moyennes, on observe une contraction alternée de ces muscles. Mais au-delà les contractions continues deviennent concomitantes.

Il aurait été intéressant de pouvoir étudier d'autres couples de muscles antagonistes, tels que les mm tibial crâniale /gastrocnémien, souvent étudiés chez l'homme.

v. Comparaison à des études sur Imoove chez l'homme

L'étude de Santagata M et Sagini R (2009) montre qu'il n'y a pas de différence significative entre le pattern général des activités EMG de surfaces des muscles tibial crânial et gastrocnémien chez des athlètes avant et après 4 semaines d'entrainement (2 séances de 40 minutes par semaine) avec une plateforme Imoove®. Par contre elle a montré de meilleures synchronisation et coordination des contractions de ces muscles avec des phases plus nettes et définies des contractions musculaires et d'activation entre agonistes/antagoniste, chez l'athlète entraîné, montrant de meilleures capacités de d'équilibre. Ce phénomène découle d'une habituation au rythme de rotation du plateau.

Dans notre étude, nous avons aussi observé d'une part, cette coordination des contractions pour le couple Quadriceps/ Biceps fémoral et d'autre part l'amélioration de la qualité des contractions qui deviennent plus nettes et plus définies quand les paramètres augmentent légèrement (amplitude de 20, 40 et vitesse de 30, 40).

3. Conséquences quant à l'utilisation en rééducation fonctionnelle

A la lumière de nos résultats et de leur analyse, il est possible de tirer quelques enseignements et conseils quant à l'utilisation de la plateforme Imoove-Vet® en rééducation fonctionnelle chez le chien.

1) Dans notre étude, dans tous les cas de figures, l'exercice avec le Imoove ne permet pas des augmentations d'amplitudes articulaires importantes comparativement à d'autres exercices de rééducation active. Ceci amène deux réflexions :

- Quand l'objectif de la rééducation est un gain d'amplitude articulaire, le travail sur le Imoove-Vet® devrait être complété par des exercices de mobilisations passives et d'autres exercices actifs de type dynamique.

- Mais, l'exercice à faible vitesse de rotation (V ≤ 20) et à inclinaison progressivement croissante permet une augmentation de l'amplitude du mouvement notable uniquement pour la hanche et l'épaule. Ceci peut être considéré comme un exercice d'amplitude active de faible impact qui peut être mis en place précocement dans la prise en charge d'une épaule ou d'une hanche en post-opératoire.

2) L'exercice à faible vitesse de rotation (V≤ 30) et jusqu'à des valeurs moyennes du degré d'inclinaison (V50/V60), induisent des contractions cycliques, impliquant une alternance de salves de contractions et de retour au potentiel de base. Nous avons vu par l'exemple des muscles quadriceps et biceps fémoraux qu'ils favorisent également une bonne coordination des contractions alternées de l'agoniste et de l'antagoniste. De ce fait c'est l'exercice le plus adapté à la rééducation active des muscles atrophiés et affaiblis. Il serait donc indiqué en particulier pour la rééducation des animaux souffrant d'affections rhumato-orthopédiques en post-traumatique ou en post-opératoire

3) L'exercice à faible vitesse (V< 30) et à inclinaison élevée (A ≥ 60) provoque un déséquilibre important avec des variations angulaires plus significatives et la mise en place d'une contraction isométrique en particulier des muscles Longissimus, Fessier moyen, Biceps fémoral et quadriceps fémoral. Ces derniers forment la chaîne du lever chez le chien (longissimus : redressement du rachis ; quadriceps : poussée ; fessier moyen et biceps fémoral : rétraction). On peut donc penser que cet exercice réalisé à très faible vitesse (V≤15) peut être intéressant dans la rééducation des chiens montrant une paralysie des postérieurs, en particulier en post-opératoire des chirurgies décompressives suite à des hernies discales. Cet exercice associerait une rééducation de la proprioception et de l'équilibre, à une stimulation du réflexe de poussée, à un travail non seulement de renforcement mais aussi de coordination des muscles de la chaîne du relever, et à une mobilisation dans les amplitudes articulaires actives. Ceci devrait alors se faire chez le chien en position debout assistée, idéalement sur un ballon de type cacahuète (figure 31).

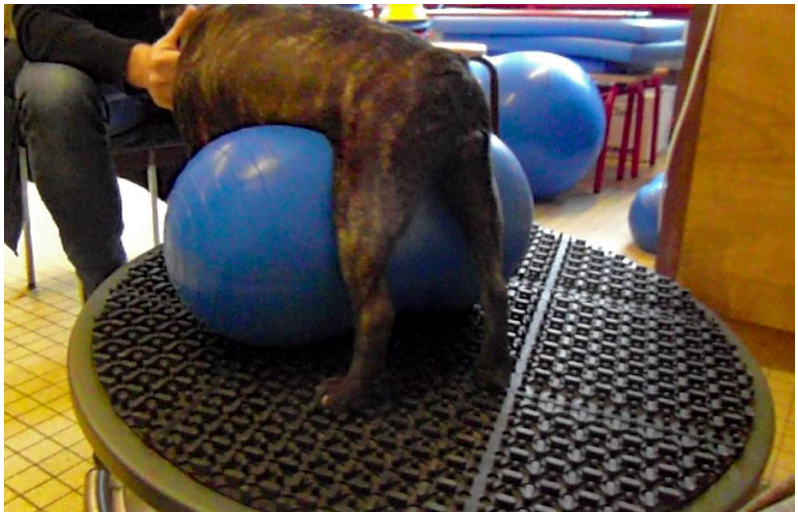


Figure 31 : bouledogue en rééducation post-opératoire de Hernie Discale sur le plateau Imoove-Vet® très incliné avec un ballon (S Sawaya, Vetagro-Sup)

4) L'exercice à faible inclinaison (A ≤ 20) et vitesse moyenne (V40-V50), comme vu avec l'articulation du grasset, implique une variation articulaire minime associée à une co-contraction isométrique des muscles agoniste/antagoniste de l'articulation. Ceci peut constituer un travail intéressant de stabilisation active d'articulations opérées ou non.

- Pour les articulations du grasset et du coude, ceci peut être réalisé également à différents degrés d'ouverture de l'articulation en faisant varier l'amplitude seule ou l'amplitude et la vitesse, par paliers, jusqu'à des paramètres de A40/V40 voire A60/V60. Une rotation dans le sens opposé du membre traité (i.e. : sens antihoraire pour un membre droit) semble favoriser une moindre amplitude articulaire, et donc une plus grande stabilité pendant l'exercice.

- Dans le cas des articulations sphéroïdes (épaule et hanches) qui montrent le plus de variations d'amplitudes à l'exercice sur le Imoove-Vet®, une rotation dans les sens opposé au membre traité permet de limiter l'amplitude articulaire pendant le mouvement et de travailler à différents degrés d'inclinaisons du plateau jusqu'à A40, alors qu'une rotation du côté du membre traité implique de rester à des amplitudes inférieures A20. La vitesse maximale de rotation du plateau ne doit pas dépasser V40 pour les hanches, V60 pour les épaules.

Dans tous les cas, ceci doit être bien évidemment adapté et mis en place progressivement au fur et à mesure des séances et du degré de récupération fonctionnelle du patient.

5) **L'exercice avec des paramètres élevés (A > 60, V > 60)** doit être réservé à des chiens ne présentant pas d'affections musculo-squelettiques, dans l'entrainement du chien sportif ou chez le chien en cours de ré-athlétisation après guérison d'une blessure. Ce type d'exercice doit être atteint de façon progressive au fil des séances d'une part, et au cours d'une même séance d'autre part.

6) **Lors d'exercices avec des paramètres impliquant la mise en place de contractions continues (Dans la majorité des cas pour V > 40 et A > 40 ou A > 60)** il est conseillé :

- Soit de ménager des phases de repos, soit d'alterner avec des phases à vitesse lente où les muscles peuvent se relâcher et retrouver des cycles de contraction/relâchement. Cette dernière proposition constituant une sorte de travail en « fractionné » dont l'intérêt est reconnu et validé chez l'athlète humain.

- De terminer la séance par une phase de quelques minutes à vitesse lente et pente faible à moyenne de façon à favoriser un travail de faible intensité permettant des contractions cycliques, de meilleures perfusion (donc oxygénation) et drainage du muscle, équivalent à un travail de récupération active.

4. Perspectives

Cette étude nous a permis de faire un premier point sur les effets musculaires et articulaires de la plateforme rotative Imoove-Vet®. Cet appareil permet un travail sans dynamique de mouvement, à dominante statique et isométrique, permettant un recrutement des muscles posturaux pour la stabilisation articulaire, le réajustement postural et l'équilibre. Cet aspect est d'un grand intérêt en tant que moyen de rééducation proprioceptive lors d'instabilités articulaires et d'affections neurologiques.

Ces premières observations nécessitent d'être complétées et validées par des études complémentaires qui devraient être menées sur un nombre plus important de chiens, et comprendre plus de couples de muscles agoniste/antagoniste. Une étude cinématique en 3D permettrait de préciser les mouvements rotatoires et latéraux des membres et du rachis d'autant plus si elle est associée à un enregistrement EMG de l'activité de muscles ayant des composantes fonctionnelles dans les plans frontal et horizontal. Il serait également particulièrement intéressant de comparer les réponses musculaires et articulaires de chiens souffrant d'affections orthopédiques ou neurologiques avec des chiens sains d'une part, mais aussi cette adaptation chez des chiens « compétents » qui ont suivi un entraînement avec la plateforme sur plusieurs semaines comparativement à des chiens non entraînés, d'autre part.

Conclusion

La physiothérapie vétérinaire est un domaine de plus en plus étudié. Les méthodes mises en pratique dans la rééducation des animaux de compagnie et dans la préparation des athlètes canins sont le plus souvent adaptées de celles développées et validées en médecine humaine. Depuis une douzaine d'années les plateaux motorisés sont utilisés en rééducation proprioceptive et posturale ainsi que dans la préparation des athlètes chez l'homme. Très récemment un modèle de la gamme Imoove ® *(Allcare Innovation® 26500 Bourg Les Valence)* a été adapté à l'utilisation chez le chien par la société. Cette plateforme décrit un mouvement combinant rotation et inclinaison dans les trois plans de l'espace. Ce mouvement déséquilibrant est destiné à stimuler les réactions des muscles posturaux, et les centres de l'équilibre et de la proprioception. A l'heure actuelle l'utilisation de ce plateau s'appuie essentiellement sur des observations cliniques de terrain par les vétérinaires exerçant en rééducation fonctionnelle.

Dans ce contexte, nous avons voulu étudier l'impact des variations des paramètres de cet exercice (inclinaison, vitesse de rotation du plateau) qui diffère de la locomotion et des exercices actifs de rééducation par son absence de phase de soutien, sur l'activité musculaire et les amplitudes articulaires, qui sont des points essentiels lors de la prise en charge d'un chien en rééducation ou en préparation sportive canine.

Pour cela, chez deux chiens sains en exercice sur le plateau, nous avons enregistré l'activité électromyographique (EMG) de surface de 6 muscles *(Mm supra-épineux, triceps brachial, Longissimus thoraco-lombaire, Fessier moyen, Quadriceps et Biceps fémoraux)* d'une part, et mesuré les variations angulaires des articulations des membres par cinématique d'autre part. L'impact des variations de l'inclinaison du plateau, de sa vitesse et de son sens de rotation sur l'activité musculaire et les amplitudes articulaires a été étudié.

L'étude cinématique montre que les variations d'amplitudes articulaires sont faibles lors d'un cycle de rotation de la plateforme et bien en deçà de ce qui est décrit lors de la marche et le trot chez le chien, quels que soient les réglages. Seules les variations de l'inclinaison du plateau influent de façon notable sur les amplitudes articulaires, essentiellement de la hanche et de l'épaule, et ceci uniquement pour des inclinaisons importantes, au-delà de 4,8° (A60 sur l'échelle de commande de l'appareil).

Les activités musculaires enregistrées par l'EMG de surface sont en rapport avec ce qui a été décrit sur la fonction des muscles étudiés : les muscles extenseurs (Fessier moyen, Quadriceps fémoral, Supra-épineux et Triceps brachial) montrent des pics d'activité dans les phases ou la partie du plateau du côté du muscle étudié s'abaisse, coïncidant avec les phases d'extensions des articulations correspondantes mesurées dans l'étude cinématique. Il en est de même, mais dans le sens inverse pour le muscle biceps fémoral qui montre un pic d'activité dans la phase de flexion du grasset correspondant à la montée du plateau du côté du membre testé. Toutefois, ces observations ne sont valables que pour les réglages faibles

à moyens des paramètres de l'appareil. En effet, avec l'augmentation de l'inclinaison du plateau, mais surtout de la vitesse de rotation (à partir de 18 à 24 tours/min, soit V30 ou V40 sur l'échelle de commande des vitesses), et dans la majorité des cas, les phases d'activité EMG ne coïncident plus avec une phase spécifique du mouvement du plateau mais on assiste à une contraction isométrique sur pratiquement la totalité du cycle du plateau.

Notre étude est la première à caractériser l'activité de plusieurs muscles d'intérêt en rééducation fonctionnelle et des mouvements articulaires qui leurs sont associés chez des chiens sains en exercice sur une plateforme motorisée. Elle nous a permis d'en ressortir certaines indications et recommandations quant à l'utilisation de cet appareil en rééducation fonctionnelle d'une part et dans la préparation du chien athlète d'autre part. Elle peut être considérée comme une base pour des études supplémentaires nécessaires pour valider et compléter ces résultats faisant appel à un effectif plus important et une analyse tridimensionnelle des mouvements articulaires, en vue d'une étude de l'adaptation des muscles à ce type d'exercice chez des animaux en rééducation fonctionnelle d'une part, et chez les chiens athlètes en préparation d'autre part.

Bibliographie

Anderson K Behm D (2005) Trunk Muscle Activity Increases With Unstable Squat Movements // Can. J. Appl. Physiol. Rev. 30, 33-45.

Bard F Franzini-Armstrong C. (1991) Extra Actin Filaments at the Periphery of Skeletal Muscle Myofibrils. Tissue and Cell. 23, 191-197.

Barone. R. Anatomie comparée des mammifères domestiques tome 2 : Arthrologie et myologie. - Paris : Vigot, 2000. - 4ème édition. - p. 1021.

Behm DG Anderson K, Curnew RS (2002) Muscle force and activation under stable and unstable conditions. J. Strength Cond, Res. 16 - pp. 416-422.

Birch E Lesniak K (2013) Effect of fence height on joint angles of agility dogs. The Veterinary Journal. Decembre, 198 - pp. 99-102.

Bockstahler B Gesky R, Mueller M, Thalhammer JG, Peham C, Podbregar (2009) Correlation of surface electromyography of the vastus lateralis muscle in dogs at a walk with joint kinematics and ground reaction forces. Vet Surg. 38. - pp. 754-761.

Bockstahler B, Holler P, Kotschwar A, Vobornik A, Peham C. (2011) Pelvic Limb Kinematics and Surface Electromyography of the Vastus Lateralis, Biceps Femoris, and Gluteus Medius Muscle in Dogs with Hip Osteoarthritis. Surgeons The American College of Veterinary. - Vienna : Veterinary Surgery, June.

Bockstahler B Kraeutler C, Holler P, Kotschwar A, Penham C (2012) Pelvic limb kinematics and Surface electromyography of the vastus Lateralis, Biceps Femoris and Gluteus Medius Muscle in Dogs with Hip Osteoarthritis // Vet Surgery. Jan- 41 (1) - pp. 54-62.

Bockstahler B Kräutler C, Holler P, Kotschwar A, Vobornik A, Peham C. (2012) Hind limb kinematics during therapeutic exercises in dogs with osteoarthritis of the hip joints. Am. J. Vet Res, 73(9) pp. 1371-1376.

Bottois J Rolland J. (2007)Renforcement msculaire sur plateforme, gadget ou innovation. - Kinesither Scient 481. 79-80.

Breitfuss K Franz M, Peham C, Bockstahler B (2014) Surface electromyography of the vastus Lateralis, Biceps Femoris, and Gluteus Medius Muscle in Sound Dogs during Walking and Specific Physiotherapeutic Exercices. Vet Surg. - Vol. 44 (5). 588-595.

Bruyneel A-V Bouisson L. (2013) Equilibre sur plate-forme dynamique motorisée. Influence du positionnement du pied sur le débattement angulaire de la cheville et du genour(plan sagittal). - Vol. 133. - pp. 38-44.

Chalavon C (2012)Comparatif plateforme Elisphérique Imoove / course à pied: mesure et analyse de fréquence cardiaque et de déplacement angulaire du membre inférieur. Mémoire, Université Jean Monnet Faculté des Sciences et Techniques de St Etienne.

Clark B McLaughlin RM (2001) Physical rehabilitation in small-animal orthopedic patients. [Revue] // Vet Med. 3. - pp. 234-246.

Couillandre A Ribeiro D, MJ, Thoumie P, Portero P. (2008) Changes in balance and strength parameters induced by training on a motorised rotating platform: a study on healthy subjects. Ann Readapt Med Phy. - March Vol. 51 - pp. 59-73.

Dufresne M Sawaya S. G (2017) Interest of motorized platforms for proprioceptive and postural rehabilitation. Surface electromyography and kinematic study in the dog training on an Imoove-Vetä platform. Presentation of the study and preliminary results.. - Vetagro-Sup, Campus Vétérinaire de Lyon, Marcy l'Etoile : [s.n.], 21, 22 et 23 Septembre. - In: 4th Congress of the European Veterinary Society for Osteopathy (EVSO).. - pp. Proceedings, pages 53-58.

Galozzi R Faina R, Faina M (2005) Huber platform: an innovative methodology for postural re-education techniques. // 15th World Congress for postural re-education techniques and aesthetic Medicine. - Rome Italy , 5-8 May

Garcia TC Sturges BK, Stover SM, Aoki K, Liang JM, Reinhardt KB, Kapatkin AS (2014) Forelimb brachial muscle activation patterns using surface electromography and their relationship to kinematics in normal dogs walking and trotting // Am J Vet Res. - Vol. 10. - pp. 13-22.

Geeraerts T Vigué B (2009) Métabolisme cellulaire, température et agression cérébrale. - Annales fr. d'anest. et de réa. Avril - Vol. 28. - pp. 339-344.

Grazia BR Pierpaolo I, Marisa M, Valeria C, Giorgio F, Raoul S. (2009) The rehabilitative approach to the muscle strength and balance recovery of sarcopenic elderly: comparison between different experimental exercices models. -

Greig C-A Jones D-A (2016) Muscle physiology and contraction. - Oxford March - Vol. 34. - pp. 107-114.

Guiraud T Labrunée M, Pillard F, Granger R, Bousquet M, Richard L, Boned A, Pathak A, Gayda M, Gremeaux V. (2015) Whole-body strength training using a Hubert Motion Lab in coronary heart disease patients: safety, tolerance, fuel selection, and energy expenditure aspects and optimization. - Vol. 385. - p. 94.

Hermens HJ Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. - Journal of Electromyography and Kinesiology, 10(5), 361-374.

Hewett TE Paterno MV, Myer GD (2002) Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee // Clin Orthop. 402 - pp. 76-94.

Holler P J Brazda V, Dl-Bianco B, Lewy E, Mueller m C, Peham C, Bonckstahler B A. (2010) kinematic motion analysis of the joints of the dorelimbs and hind limb of dogs during walking exercice regimens [American Journal of Veterinary Research]. - july - Vol. 71. - pp. 734-740.

Hureau (2015) Mécanismes de régulation du niveau de fatigue périphérique à l'exercice. Implications dans la performance motrice et applications à l'exercice réalisé sur plateforme élisphérique.. - Thèse, Ecole Doctorale Science du mouvement humain. - p. 309.

Jacquemin-Bietrix (2015) Imoove-Vet Plateforme de mobilisation motorisée tri-dimensionnelle au service de la kinésithérapie animale. Communication personnelle

Jacquemin-Bietrix (2015) Utilisation de la plateforme de mobilisation motorisée ImooveTM Une étude clinique sur 16 chiens en perte de mobilité.. - - pp. 32-35.

Jandi AS Schulman AJ (2007) Incidence of motion loss of the stifle joint in dogs with naturally occurring cranial cruciate ligament rupture surgicallytreated with tibial plateau leveling osteotomy: longitudinal clinical study of 412 cases. - Vet Surg 36(2) pp. 114-121.

Kornecki S Kebel A, Siemienski A (2001) Muscular cooperation during joint stabilisation, as reflected by EMG // Eur. J. Appl. Physiol.. Vol. 84. - pp. 453-461.

Lauer SK Hillman RB, Li L, Hosgood GL (2009) Effects of treadmill inclination on electromyographic activity and hinlimb kinematics in healthy hounds at a walk // Am J Vet Res. - Vol. 70(5) - pp. 658-664.

Law LF Krishman C, Avin K (2011) Modeling nonlinear errors in surface electromyography due to baseline noise: A new methology. J. Biomechanics -44(1),

McGowan C,Hampson. (2007) chapitre Comparative exercise physiology- In McGowan C, Goff L, Stubbs N. Animal Physiotherapy Assessment, Treatment and Rehabilitation of Animals. - Oxford : Blackwell Publishing Ltd, UK - Première édition . - p. 56-72.

Millis D Levine D (2014) chapitre 13: Assessing and Measuring Outcomes. - In : Canine Rehabilitation and Physical Therapy Millis D, Levine D. - China : Elsevier, - Second edition. - p. 220-242.

Millis DL Levine D, Brumlow M, Weigel JP (1997) a preliminary study of early physical therapy following surgery for cranial cruciate ligament surgery in dogs. - p. 434. - Vet Surg.

Molgo J Colasante C, Benoit E, Poulain B. (2009) Rappels structuraux et fonctionnels de la jonction neuromusculaire squelettique Annales de Dermatologie et de Vénéréologie. - Mai - 136(4). - pp. 55-60.

Norwood JT Andeson GS, Gaetz MB, Twist PW (2007)Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. J. Strength Cond. Res.. - Vol. 21(2).

Qaisar R Bhaskaran S, Van Remmenn H (2016) Muscle fiber type diversification during exercice and regeneration. -Free Radical Biology and Medicine, 98 - pp. 56-67.

Ragetly C A Griffon D j, Hsu I, Klump M, Hsio-wecksler E T. (2012) Kinetic and kinematic analysis of the right hind limb during trotting on a treadmill in Labrador Retrievers presumed presdisposed or not predisposed to cranial cruciate ligament disease [American Journal of Veterinary Research]. - Vol. 73. - pp. 1171-1177.

Remeaud A Guével A, Cornu C. (2007) Coactivation et inhibition musculaire : influences sur la régulation du couple de force développé et les adaptations induites par un entraînement en force. Neurophysiology clinic- Vol. 37(1). - pp. 1-14.

Rigoard P Bauche S, Buffenoir K, Giot J-P, Faure J-P, Scepi M, Richer J-P, Lapierre F, Wager M (2009) Le support anatomique de la contraction musculaire. -Neurochirurgie - Vol. 55(1). - pp. 69-82.

Ritter DA Nassar PN, Fife M, Carrier DR (2001) Epaxial muscle function in trotting dogs [J Exp Biol]. - Sept 2001. - Vol. 204. - pp. 3053-64.

Roman W R.Gomes E. (2018) Nuclear positioning in skeletal muscle Seminars in Cell & Developmental Bilogy. - October - Vol. 82. - pp. 51-56.

Rossi-Durand C (2006) Proprioception and myoclonus Neurophysiologie clinique. - September-December 2006. Vol. 36(5.6) - pp. 299-308.

Santagata M Saggini R (2009) Neuro-muscular adaptations to exercise globalsensory-motor system with Imoove. Investigation with surface electromyography.. - [s.l.] : The University g.D'Annunzio,

Saussac (2018) Impact d'un protocole d'exercice au moyen de la plateforme motorisée Imoove-VEt chez les chiens pratiquants l'agility. - p. 171. - Thèse de médecine vétérinaire. Université de Lyon, Vetagro-Sup.

Sawaya SG Demare E, Le Quang T, Viguier E (2009) Evolution des paramètres ciniques et biomécaniques après traitement aux ondes de Chocs Extracorporelles radiales chez 8 chiens souffrant de coxarthrose sévère. - 2009. Revue du rhumatisme 76- pp. 1099-1100.

Sawaya SG Freulon AL, Le Quang T, Viguier E (2014)Evaluation de l'impact d'une séance de thérapies manuelles sur les paramètres spatio-temporels de la marche au moyen du système Gaite-Rite chez le chien. - 19-20 September pp. 28-29. - In 1st Congress of the European Veterinary Society for Osteopathy (EVSO). TierGesundheitsZentrum (Switherland).

Schilling N Carrier DR (2009) Function of the epaxial muscles during trotting // J Exp Biol. - 2009. - Vol. 212. - pp. 1053-63.

Silva G-C-A Cardoso MT, Gaiad TP, Brolio MP, Oliveira VC, Neto AA, Martins DS, Ambrosio CE. (2014) Kinematic gait analyses in healthy Golden Retrievers / éd. Bras Presq. Vet.. - Dezembro.

Takahashi Y Mukai K, Matsui A, Ohmura H, Takahashi T (2018) electromyographic changes in hind limbs of thoroughbreds with fatigue induced by treadmill exercice // A J Vet Res. - August - Vol. 79. - pp. 828-835.

Thiebault JJ (2014) La motricité, CM physiologie, module "Etude du système nerveux" [Ouvrage]. - Marcy l'étoile - p. 14.

Tokuriki Electromyography and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion.

I- Walk: Nihon Juigaku Zasshi 1973 Oct 35(5). 433-36

II- Trot : Nihon Juigaku Zasshi 1973 Dec 35(6) 525-533

III- Gallop: Nihon Juigaku Zasshi 1974 Apr 36(2). 121-132

Totland GK Kryvi H, Slinde E (1988) Composition of Muscle Fibre Types and Connective Tissue inBovine M. semitendinosus and its Relation to Tenderness-Meat Sci 23(4) pp. 303-315.

Valentin S Zsoldos RR (2016) Surface electromyography in animals: A systematic review. - Vol. 28. - J Electromyogr Kinesiol. 167-183.

Vermote N Les effets d'un entrainement sur Imoove pour des patientes lombalgiques chroniques. - 2012.

Wentink GH (1976) The ation of hindlimb musculature of the dog in walking Acta Anat (Basel). - Vol. 96(1). - pp. 70-80.

William Lehman Agnieszka Galińska-Rakoczy, Victoria Hatch, Larry S. Tobacman and Roger Craig (2009) Structural Basis for the Activation of Muscle Contraction by Troponin and Tropomyosin. J. Mol. Biol. - 388. - pp. 673-681.

Zech A Hübscher M, Vogt L, Banzer W, Hänsel F, Pfeifer K (2009) Neuromuscular training for rehabilitation of sports injuries: a systematic review // Med Sci Sports Exerci.41- pp. 1831-1841.

Zech A Hübscher M, Vogt L, Banzer W, Hänsel F, Pfeifer KJ (2010) Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review // Athl. Train.. - 2010. - Vol. 45(4). - pp. 392-403.

Zerbib (2011) Nouvelles technologies pour les kinésithérapeutes. [Revue] // Kinesithérapie Scientifisue. - 521. - pp. 1-4.

Webliographie

(1) https://www.allcare-in.com/imoove/#concept
(2) https://youtu.be/CDBjtLYLCtY

Annexe 2 : Abstract de la présentation lors du congrès EVSO

Interest of motorized platforms for proprioceptive and postural rehabilitation. Surface electromyography and kinematic study in the dog training on an Imoove-Vet™ platform. Presentation of the study and preliminary results

Marie DUFRESNE*[1] *(DEFV);* ***Serge G. SAWAYA*[2] *(DMV, MSc, PhD)

(1) Etudiante (5A) à Vetagro-Sup

(2) UP : Anatomie Comparée (Dpt « Basics Sciences») - UR : ICE (Interactions Cellulaires et Environnement) – Service de Physiothérapie-Rééducation-Ostéopathie du CHUVAC.

Vetagro-Sup – Université de Lyon
Campus Vétérinaire de Lyon
1, avenue Bourgelat
69280 Marcy l'Etoile
France

Motorized rotating platforms for human proprioceptive and postural rehabilitation and for athlete preparation have been used for more than ten years. [1, 8] The platform motion combines rotatory, lateral and crânio-caudal components with adjustable tray inclination and speed. This kind of exercise makes it possible to carry out a global active rehabilitation involving simultaneously several myo-fascial chains and the neurological centers of motion, balance and coordination. Unlike traditional proprioceptive rehabilitation boards (Freeman plateau type), it is not the patient, but the platform position, which induces imbalance, triggering the chain of corrective postural reactions, involving reactive and anticipated adjustments [6, 8]. This aspect, in addition to the fact that the tray motion is motorized and controlled, is particularly interesting in dog rehabilitation. A model of the Imoove™ device (Allcare Innovation, 26120 Chabeuil, France) has been recently adapted for dogs [7]. Clinical reports and observations over the past three years show a fast adaptation of dogs to the device and encouraging results in rehabilitation and sports preparation.[7] However, although several studies have assessed and validated this kind of device and exercise in humans [1,2,3,4,6], scientific studies are still lacking concerning dog.

OBJECTIVES

Implementing an objective rehabilitation program with the most adapted parameters (degree of tray slope, direction and speed of rotation) for each case, requires understanding:

1) the way postural muscles and joint segments are involved in such kind of movement, which is quite different from the natural locomotion (absence of swing phase), on the one hand;

2) the influence of platform slope and speed variations on muscular activity and joints ranges of motion, on the other hand.

For this purpose, we used surface electromyography (EMG) to characterize the activity of several muscles of major interest in dog rehabilitation, combined with a kinematic analysis focusing on limbs and spine segments angular variations measurements, in dogs exercising on the Imoove-Vet™ platform.

THE DOGS

The study was carried out in two healthy and sound young adult dogs (an Australian shepherd and a Belgian shepherd).

MATERIALS AND METHOD

Surface Electromyography (EMG) was performed using the DataLINK Biometrics ™ system [(a)]. The left Gluteus Medius, Biceps femoris, Quadriceps femoris (vastus lateralis), Longissimus Dorsi, Supra Spinatus and Triceps brachialis muscles were studied. The electrodes application areas were clipped and degreased with 70° alcohol. The ground electrode is placed over the lumbo-sacral zone. The surface electrode sensor is placed over the motor point of the muscle to be studied. A video is taken simultaneously with a field of view inclosing the entire dog on the tray and the computer screen. Markers placed on the 4 poles of the platform make it possible to determine its position at each instant. An audible signal is used to synchronize EMG and video recordings.

Kinematic measurements: Markers are placed on anatomical landmarks conventionally used in kinematic studies, on the pelvic and thoracic limbs and on the spine.[4] The dog exercising on the Imoove™ tray was filmed with two cameras: one for a lateral view, and the second placed vertically above the dog's back.

In both cases (EMG and goniometry), recording is first performed with the dog standing in a static position (tray off), then with the tray running clockwise, then anticlockwise. Three tests are carried out:

- At a constant speed (v20 on the device speed scale) and a varying inclination (between 20 and 100 on the amplitude scale).

- At a constant inclination (a20) and a variable speed (v20, v30, v40, v60).

- At variable inclination and velocity (a20-v20; a40-v40; a60-v60; a80-v80)

Results analysis

The platform cycle movement is divided into 4 phases punctuated by 4 remarkable and identifiable intermediate stages: 1- Maximal sagittal tray incline; 2- Maximal tray incline to the right (if clockwise cycle) or to the left (if anti-clockwise cycle), 3 Maximal sagittal tray decline, 4 - Maximal tray incline to the left (if clockwise cycle) or to the right (if anti-clockwise cycle).

The recorded graphics of muscular activity are analyzed with the DataLINKS Biometrics ™ software. The activity of each muscle is characterized by its general pattern, its duration, its amplitude, and by its correspondence with the platform cycle phases. For each muscle, the analysis is performed for at least five cycles showing regular and comparable contractions.

The kinematics videos are processed with Image Editor softwares. Firstly the images corresponding to the 4 remarkable stages of the tray cycle are extracted (Adobe Premier Elements 15 ™ [(b)]), then the joints angles are measured on each picture (GIMP 2™ [(c)]). The angle mean value for five tray cycles is calculated.

PRELIMINARY RESULTS and DISCUSSION

The study is currently in progress. Preliminary and partial results focusing on the pelvic limb and thigh muscle activity will be exposed and discussed during our presentation.

(a) Biometrics Ltd, Newport, United Kingdom; (b) Adobe Systems Incorporated, San José CA, USA; (c) GNU Image Manipulation Program (GIMP), https://www.gimp.org/)

References

1. Bottois J, Rolland J. Renforcement musculaire sur plateforme, gadget ou innovation ? *Kinésithérapie Scientifique, 2007, N°481, p79-80*

2. Bruyneel A-V, Bouisson L. Equilibre sur plate-forme dynamique motorisée. Influence du positionnement du pied sur le débattement angulaire de la cheville et du genou (plan sagittal). *Kinesither Rev 2013, 13(133) ;38-44*

3. Couillandre A, Ribeiro D, MJ, Thoumie P, Portero P. Changes in balance and strength parameters induced by training on a motorised rotating platform: a study on healthy subjects. *Ann Readapt Med Phys. 2008 Mar;51(2):59-73*

4. Gillette R.L and Angle T.C. Canine Locomotion Analysis. *In Millis D et Levine D, Canine Rehabilitation and Physical Therapy*; *Elsevier Saunders 2nd Edition, 2014 ; p201-210*

5. Guiraud T, Labrunée M, Pillard F, Granger R, Bousquet M, Richard L, Boned A, Pathak A, Gayda M, Gremeaux V. Whole-body strength training using a Huber Motion Lab in coronary heart disease patients: safety, tolerance, fuel selection, and energy expenditure aspects and optimization. *Am J Phys Med Rehabil. 2015; 94(5):385-94*

6. Hureau T. Mecanismes de régulation du niveau de fatigue périphérique à l'exercice. Implications dans la performance motrice et applications à l'exercice réalisé sur plateforme élisphérique. *Thèse de Doctorat de l'Université de Nice Sophia-Antipolis, 2015 ; 309 pages*

7. Jacquemin-Bietrix L. Utilisation de la plateforme de mobilisation motorisée Imoove ® Une étude clinique sur 16 chiens en perte de mobilité. *L'Essentiel, 2015, N°382, p 32-35*

8. Zerbib 0. Nouvelles technologies pour les kinésithérapeutes. *Kinésithérapie Scientifique, 2011, 521 : 1-4*

Acknowledgments: to Ms F. Tudico and All Care Innovation for the lending of the Imoove-vet® for this study

Annexe 3: Rappels des caractéristiques anatomiques des muscles

Muscles du membre pelvien

Fessier :

Il existe 3 muscles fessiers chez le chien, s'insérant tous sur l'ilium et le grand trochanter du fémur. Les muscles fessiers stabilisent et mobilisent l'articulation de la hanche, ils sont extenseurs de la hanche, abducteurs de la hanche pour le maintien posturale ainsi que rotateurs internes.

Biceps fémoral

Ce muscle occupe toute la face latérale de la cuisse caudalement au fémur. Il prend origine sur la tubérosité ischiatique et se termine par une aponévrose très large. Les faisceaux crâniaux rejoignent le bord de latéral de la patella et les faisceaux caudaux s'insèrent sur le revers latéral de la crête tibiale. C'est un muscle fléchisseur du genou.

Quadriceps fémoral

Le quadriceps fémoral est un muscle très puissant qui possède 4 parties charnues. Elles relient le fémur voire l'épine iliaque ventro-caudale à la patella.

Le quadriceps est un extenseur du genou. Il possède un rôle postural important via le maintien de l'angle articulaire du genou. Il est associé au ligament patellaire (bord ventrale de la patella, tubérosité tibiale), et à la patella pour former l'appareil extenseur du genou.

Muscle du rachis

Longissimus

Le muscle longissimus est un des composants du muscle érecteur spinae. Le muscle longissimus est individualisable dans sa partie thoracique mais difficilement distinguable des muscles épineux et iliocostal dans sa partie lombaire et sacré. C'est le muscle extenseur de la colonne le plus gros et donc le plus important.

Muscles du membres thoraciques

Supra-épineux

Ce muscle supra-épineux se situe dans la fosse supra-épineuse de la scapula. Il s'insère le long du bord crâniale de la scapula et se termine par un fort tendon sur le sommet du tubercule majeur de l'humérus. C'est un muscle extenseur de l'épaule, il maintient l'angle articulaire de l'épaule au repos. Il joue aussi un rôle d'abducteur et de rotateur externe du bras.

Triceps brachial

Ce muscle occupe toute la place entre la scapula et l'humérus, il présente 4 chefs.

- Le chef long prend son origine sur le bord caudal de la scapula.
- Le chef latéral s'insère le long de la ligne tricipitale.
- Le chef médial s'insère à la face médiale de l'humérus.
- Le chef accessoire se place entre les chefs médial et latéral, prend origine sur le revers caudal de la tête humérale.

Tous ces chefs se rejoignent pour former un fort tendon qui s'insère sur la tubérosité de l'olécrâne.

Ce muscle entre en jeu dans le maintien de l'angle du coude au repos ainsi que dans l'extension du coude.

Annexe 4: Evaluation de l'angle articulaire de la hanche en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	v20	98	103	98	101	102	5
	V30	107	104	105	102	101	6
	V40	102	103	106	106	104	4
	v60	104	102	102	102	103	2
	v80	103	100	100	102	105	5
	Moyenne	102,8	102,4	102,2	102,6	103	0,8
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	v20	107	107	107	106	106	1
	V30	103	104	102	106	109	7
	V40	109	102	104	106	104	7
	v60	105	103	101	102	102	4
	v80	107	105	104	105	105	3
	Moyenne	106,2	104,2	103,6	105	105,2	2,6

Annexe 5: Evaluation de l'angle articulaire de la hanche en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	Amplitude
Horaire	a20	98	103	98	101	102	5
	a40	108	105	104	101	107	7
	a60	104	95	95	102	103	9
	a80	109	107	97	103	108	12
	a100	109	103	97	103	110	13
	Moyenne	*105,6*	*102,6*	*98,2*	*102*	*106*	7,8
Antihoraire	Temps	1	2	3	4	5	Amplitude
	a20	107	107	107	106	106	1
	a40	108	106	103	105	105	5
	a60	104	103	101	102	103	3
	a80	105	99	99	101	103	6
	a100	108	105	95	102	106	13
	Moyenne	*106,4*	*104,0*	*101,0*	*103,2*	*104,6*	5,4

Annexe 6: Evaluation de l'angle articulaire de la hanche en rotation horaire et antihoraire à amplitude et vitesse variables

		1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	a10-V10	99	97	100	103	101	6
	a20-V20	98	103	98	101	102	5
	a40-V40	99	96	97	103	102	7
	a60-V60	105	100	98	101	108	10
	a80-V80	104	98	93	100	106	13
	Moyenne	*101*	*98,8*	*97,2*	*101,6*	*103,8*	6,6
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	a10-V10	103	98	97	103	104	7
	a20-V20	107	107	107	106	106	1
	a40-V40	102	102	96	100	103	7
	a60-V60	110	103	99	107	107	11
	a80-V80	107	100	91	96	104	16
	Moyenne	*105,8*	*102,0*	*98,0*	*102,4*	*104,8*	7,8

Annexe 7: Evaluation de l'angle articulaire du grasset en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	v20	146	147	144	145	146	3
	V30	144	142	143	140	143	4
	V40	145	143	143	143	143	2
	v60	144	146	143	144	145	3
	v80	140	143	140	141	140	3
	Moyenne	143,8	144,2	142,6	142,6	143,4	1,6
Antihoraire	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
	v20	138	138	136	137	139	3
	V30	138	140	140	142	143	5
	V40	143	141	141	142	143	2
	v60	143	143	142	141	146	5
	v80	139	142	138	138	138	4
	Moyenne	140,2	140,8	139,4	140	141,8	2,4

Annexe 8: Evaluation de l'angle articulaire du grasset en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	Amplitude
Horaire	a20	146	147	144	145	146	3
	a40	145	142	145	145	145	3
	a60	140	137	140	139	135	5
	a80	138	137	141	141	139	4
	a100	138	141	145	143	139	7
	Moyenne	141,4	140,8	143,0	142,6	140,8	2,2
Antihoraire		1	2	3	4	5	Amplitude
	a20	138	138	136	137	139	3
	a40	138	139	138	137	139	2
	a60	139	140	139	139	138	2
	a80	140	145	146	140	139	7
	a100	138	143	144	136	139	8
	Moyenne	138,6	141,0	140,6	137,8	138,8	3,2

Annexe 9: Evaluation de l'angle articulaire du grasset en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	a10-V10	145	156	143	145	146	13
	a20-V20	146	147	144	145	146	3
	a40-V40	140	140	144	143	139	5
	a60-V60	139	138	145	143	140	7
	a80-V80	132	133	143	143	127	16
	Moyenne	*140,4*	*142,8*	*143,8*	*143,8*	*139,6*	4,2
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	a10-V10	144	145	143	145	144	2
	a20-V20	138	138	136	137	139	3
	a40-V40	145	145	144	145	146	2
	a60-V60	137	138	134	131	136	7
	a80-V80	129	135	137	135	134	8
	Moyenne	*138,6*	*140,2*	*138,8*	*138,6*	*139,8*	1,6

Annexe 10: Evaluation de l'angle articulaire du jarret en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	v20	144	149	147	145	147	5
	V30	140	140	141	138	138	3
	V40	143	140	138	138	140	5
	v60	142	145	139	142	141	6
	v80	135	137	137	137	136	2
	Moyenne	140,8	142,2	140,4	140	140,4	2,2
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	v20	139	137	138	140	142	5
	V30	140	143	143	142	138	5
	V40	147	143	142	143	145	5
	v60	141	142	142	142	143	2
	v80	143	141	141	138	141	5
	moyenne	142	141,2	141,2	141	141,8	1

Annexe 11: Evaluation de l'angle articulaire du jarret en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	Amplitude
Horaire	a20	144	149	147	145	147	5
	a40	147	148	148	148	145	3
	a60	139	137	137	140	138	3
	a80	143	140	140	139	142	4
	a100	140	141	138	140	139	3
	Moyenne	142,6	143	142	142,4	142,2	3,6
Antihoraire		1	2	3	4	5	Amplitude
	a20	139	137	138	140	142	5
	a40	140	142	140	139	141	3
	a60	143	142	137	136	141	7
	a80	141	137	139	140	138	4
	a100	141	143	136	133	142	10
	Moyenne	140,8	140,2	138	137,6	140,8	3,2

Annexe 12: Evaluation de l'angle articulaire du jarret en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	a10-V10	144	145	146	146	148	4
	a20-V20	144	149	147	145	147	5
	a40-V40	132	138	133	129	132	9
	a60-V60	140	137	143	146	144	9
	a80-V80	132	133	144	145	128	17
	Moyenne	*138,4*	*140,4*	*142,6*	*142,2*	*139,8*	4,2
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	a10-V10	145	148	144	147	149	5
	a20-V20	139	137	138	140	142	5
	a40-V40	137	138	136	138	136	2
	a60-V60	147	143	137	137	145	10
	a80-V80	131	128	129	128	135	7
	Moyenne	*139,8*	*138,8*	*136,8*	*138,0*	*141,4*	4,6

Annexe 13: Evaluation des angles articulaires du rachis de l'épaule en rotation horaire et à vitesse constante 20

Lombo-sacral	Horaire								
v20	T1	T2	T3	T4	T5	Mini	Maxi	Amplitude	%
a20	170,00	166,00	167,00	166,00	168,00	166,00	170,00	4,00	2,41
a40	170,00	170,00	166,00	167,00	172,00	166,00	172,00	6,00	3,61
a60	177,00	180,00	166,00	170,00	171,00	166,00	180,00	14,00	8,43
Moy	***172,33***	***172,00***	***166,33***	***167,67***	***170,33***	***166,00***	***174,00***	***8,00***	***4,82***
Thoraco-lombaire	Horaire								
TL	T1	T2	T3	T4	T5	Mini	Maxi	Amplitude	%
a20	183,00	183,00	186,00	184,00	183,00	183,00	186,00	3,00	1,64
a40	184,00	188,00	191,00	181,00	185,00	181,00	191,00	10,00	5,52
a60	179,00	180,00	186,00	180,00	178,00	178,00	186,00	8,00	4,49
Moy	***182,00***	***183,67***	***187,67***	***181,67***	***182,00***	***180,67***	***187,67***	***7,00***	***3,89***

Annexe 14: Evaluation des angles articulaires du rachis de l'épaule en rotation horaire et à vitesse constante 20

Lombo-sacral	Anti-horaire								
v20	T1	T2	T3	T4	T5	Mini	Maxi	Amplitude	%
a20									
a40	175,00	169,00	170,00	179,00	176,00	169,00	179,00	10,00	5,92
a60	174,00	171,00	171,00	176,00	174,00	171,00	176,00	5,00	2,92
Moy	***174,50***	***170,00***	***170,50***	***177,50***	***175,00***	***170,00***	***177,50***	***7,50***	***4,42***
Thoraco-lombaire	Anti-horaire								
v20	T1	T2	T3	T4	T5	Mini	Maxi	Amplitude	%
a20									
a40	183,00	181,00	184,00	180,00	179,00	179,00	184,00	5,00	2,79
a60	181,00	180,00	184,00	182,00	181,00	180,00	184,00	4,00	2,22
Moy	***182,00***	***180,50***	***184,00***	***181,00***	***180,00***	***179,50***	***184,00***	***4,50***	***2,51***

Annexe 15: Evaluation de l'angle articulaire de l'épaule en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	v20	135	132	137	140	136	8
	V30	137	133	132	137	133	5
	V40	131	132	135	138	134	7
	v60	132	131	133	134	130	4
	v80	131	131	130	130	131	1
	moyenne	133,2	131,8	133,4	135,8	132,8	4
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	v20	132	131	130	133	132	3
	V30	136	135	137	134	139	5
	V40	134	134	138	138	138	4
	v60	133	134	134	131	126	8
	v80	128	130	132	130	131	4
	Moyenne	132,6	132,8	134,2	133,2	133,2	1,6

Annexe 16: Evaluation de l'angle articulaire de l'épaule en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20

		1	2	3	4	5	Amplitude
Horaire	a20	135	132	137	140	136	8
	a40	131	128	133	135	137	9
	a60	124	125	134	134	130	10
	a80	130	131	139	140	129	11
	a100	128	128	135	136	128	8
	Moyenne	*129,6*	*128,8*	*135,6*	*137*	*132*	8,2
Antihoraire		1	2	3	4	5	Amplitude
	a20	132	131	130	133	132	3
	a40	132	135	135	133	132	3
	a60	129	135	133	134	130	6
	a80	129	142	140	130	131	13
	a100	126	138	136	128	123	15
	Moyenne	*129,6*	*136,2*	*134,8*	*131,6*	*129,6*	6,6

Annexe 17: Evaluation de l'angle articulaire de l'épaule en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	a10-V10	137	136	136	141	135	6
	a20-V20	135	132	137	140	136	8
	a40-V40	135	137	140	138	132	8
	a60-V60	129	128	137	137	128	9
	a80-V80	136	131	145	150	126	24
	Moyene	*134,4*	*132,8*	*139*	*141,2*	*131,4*	9,8
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	a10-V10	137	137	140	138	137	3
	a20-V20	132	131	130	133	132	3
	a40-V40	124	126	128	122	121	7
	a60-V60	134	141	144	136	131	13
	a80-V80	129	149	148	135	125	24
	Moyenne	*131,2*	*136,8*	*138,0*	*132,8*	*129,2*	8,8

Annexe 18: Evaluation de l'angle articulaire du coude en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	v20	160	157	155	155	155	5
	V30	153	149	152	157	150	8
	V40	150	151	150	153	152	3
	v60	157	155	158	159	157	4
	v80	157	160	158	160	160	3
	moyenne	155,4	154,4	154,6	156,8	154,8	2,4
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	v20	154	156	155	156	155	2
	V30	153	154	146	152	154	8
	V40	152	143	142	153	147	11
	v60	156	155	154	152	151	5
	v80	153	155	156	157	157	4
	moyenne	153,6	152,6	150,6	154	152,8	3,4

Annexe 19: Evaluation de l'angle articulaire du coude en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	Amplitude
Horaire	a20	160	157	155	155	155	5
	a40	156	151	153	154	154	5
	a60	155	152	153	155	156	4
	a80	153	151	151	154	151	3
	a100	156	153	154	158	155	5
	Moyenne	156,0	152,8	153,2	155,2	154,2	3,2
Antihoraire		1	2	3	4	5	Amplitude
	a20	154	156	155	156	155	2
	a40	153	154	155	153	152	3
	a60	153	153	153	149	151	4
	a80	146	148	150	143	149	7
	a100	151	156	152	146	145	11
	Moyenne	151,4	153,4	153,0	149,4	150,4	4

Annexe 20: Evaluation de l'angle articulaire du coude en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables

		1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	a10-V10	160	158	160	157	153	7
	a20-V20	160	157	155	155	155	5
	a40-V40	149	151	153	149	150	4
	a60-V60	147	142	149	150	147	8
	a80-V80	129	125	138	144	126	19
	Moyenne	*149*	*146,6*	*151*	*151*	*146,2*	4,8
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	a10-V10	158	159	162	161	160	4
	a20-V20	154	156	155	156	155	2
	a40-V40	154	156	154	150	154	6
	a60-V60	144	151	149	145	148	7
	a80-V80	120	135	134	116	121	19
	Moyenne	*146,0*	*151,4*	*150,8*	*145,6*	*147,6*	5,8

Annexe 21: Evaluation de l'angle articulaire du carpe en rotation horaire et antihoraire à amplitude constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	v20	158	165	162	162	160	7
	V30	145	148	150	145	142	8
	V40	150	152	148	146	151	6
	v60	152	150	150	150	149	3
	v80	158	155	154	148	154	10
	moyenne	152,6	154	152,8	150,2	151,2	3,8
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	v20	151	155	154	149	157	8
	V30	152	156	152	153	152	4
	V40	155	152	150	154	158	8
	v60	152	157	153	152	157	5
	v80	150	152	151	155	152	5
	moyenne	152	154,4	152	152,6	155,2	3,2

Annexe 22: Evaluation de l'angle articulaire du carpe en rotation horaire et antihoraire à vitesse constante 20

	Temps	1	2	3	4	5	Amplitude
Horaire	a20	158	165	162	162	160	7
	a40	160	166	162	161	160	6
	a60	165	160	163	161	158	7
	a80	161	163	158	161	159	5
	a100	160	163	163	156	162	7
	Moyenne	160,8	163,4	161,6	160,2	159,8	3,6
Antihoraire		1	2	3	4	5	Amplitude
	a20	151	155	154	149	157	8
	a40	156	152	152	150	157	7
	a60	151	154	151	157	150	7
	a80	158	148	147	151	148	11
	a100	153	149	148	158	153	10
	Moyenne	153,8	151,6	150,4	153	153	3,4

Annexe 23: Evaluation de l'angle articulaire du carpe en rotation horaire et antihoraire à vitesse et amplitude variables

	Temps	1	2	3	4	5	amplitude
Horaire	a10-V10	168	166	167	164	169	5
	a20-V20	158	165	162	162	160	7
	a40-V40	152	152	149	152	154	5
	a60-V60	150	161	152	153	157	11
	a80-V80	150	158	151	137	157	21
	Moyenne	*155,6*	*160,4*	*156,2*	*153,6*	*159,4*	6,8
Antihoraire		1	2	3	4	5	amplitude
	a10-V10	167	162	162	163	165	5
	a20-V20	151	155	154	149	157	8
	a40-V40	155	154	154	157	157	3
	a60-V60	156	149	145	149	151	11
	a80-V80	157	156	147	157	157	10
	Moyenne	*157,2*	*155,2*	*152,4*	*155,0*	*157,4*	5

DUFRESNE Marie

ETUDE PAR ELECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE ET CINEMATIQUE LORS D'UN EXERCICE SUR PLATEFORME MOTORISEE IMOOVE-VET® CHEZ LE CHIEN

Thèse d'Etat de Doctorat Vétérinaire : Lyon, le 20 novembre 2018

RESUME :

La plateforme Imoove-Vet® décrit un mouvement combinant rotation et inclinaison dans les trois plans de l'espace. Ce mouvement déséquilibrant est destiné à stimuler les réactions des muscles posturaux, et les centres de l'équilibre et de la proprioception. L'étude est basée sur l'électromyographie de surface afin de comprendre la réaction de 6 muscles posturaux lors d'un exercice sur plateforme, et l'adaptation des muscles en fonction des réglages utilisés. L'étude cinématique permet d'appréhender les variations des amplitudes articulaires au cours de l'exercice. L'électromyographie de surface a permis de mettre en évidence, des contractions musculaires correspondant aux rôles des muscles étudiés lors d'exercices menés avec des constantes de travail faibles (faible amplitude et faible vitesse de rotation), alors que les réglages élevés entrainent des contractions isométriques. L'étude cinématique montre que les variations d'amplitudes articulaires sont faibles lors d'un cycle de rotation de la plateforme et bien en deçà de ce qui est décrit lors de la marche et le trot chez le chien, quels que soient les réglages. Seules les variations de l'inclinaison du plateau influent de façon notable sur les amplitudes articulaires, essentiellement de la hanche et de l'épaule, et ceci uniquement pour des inclinaisons importantes. Cette étude nous a permis d'en ressortir certaines indications et recommandations quant à l'utilisation de cet appareil en rééducation fonctionnelle d'une part et dans la préparation du chien athlète d'autre part.

MOTS CLES :

- physiothérapie
- électromyographie
- thérapeutique par l'exercice
- chien
- cinématique

JURY :

Président :	Monsieur le Professeur F. MION
1er Assesseur :	Monsieur le Docteur S. SAWAYA
2ème Assesseur :	Monsieur le Professeur E. VIGUIER

DATE DE SOUTENANCE : 20 novembre 2018