HAL
open science

Conception de guêtres ergonomiques connectées pour la prévention des risques locomoteurs liés à l'activité sportive chez le cheval grâce à l'apport de la biomécanique

Marie Sapone

To cite this version:

Marie Sapone. Conception de guêtres ergonomiques connectées pour la prévention des risques locomoteurs liés à l'activité sportive chez le cheval grâce à l'apport de la biomécanique. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Compiègne, 2020. Français. NNT : 2020COMP2578 . tel-03551505

HAL Id: tel-03551505

https://theses.hal.science/tel-03551505v1

Submitted on 1 Feb 2022

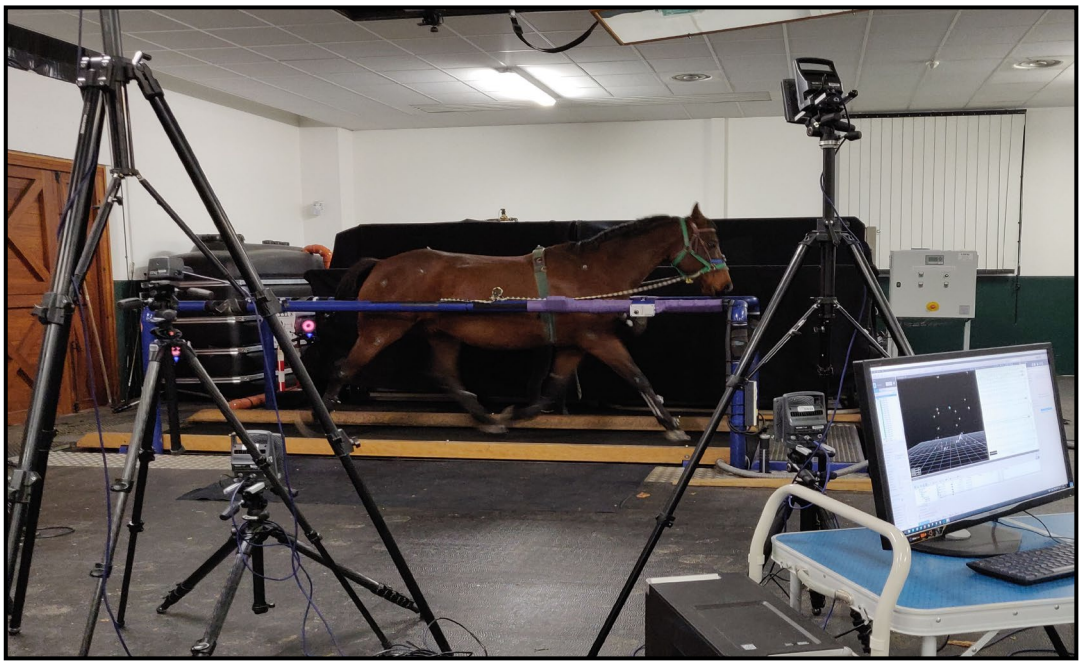
HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

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

Par **Marie SAPONE**

Conception de guêtres ergonomiques connectées pour la prévention des risques locomoteurs liés à l'activité sportive chez le cheval grâce à l'apport de la biomécanique

Thèse présentée
pour l'obtention du grade
de Docteur de l'UTC



Soutenue le 17 décembre 2020
Spécialité : Biomécanique et Bio-ingénierie : Unité de Recherche Biomécanique et Bio-ingénierie (UMR-7338)
D2578

THÈSE DE DOCTORAT DE ALLIANCE SORBONNE UNIVERSITÉ

Opérée au sein de

L'UNIVERSITÉ DE TECHNOLOGIE DE COMPIÈGNE

École Doctorale n°71 : Sciences pour l'Ingénieur

Spécialité du Doctorat : Biomécanique et Bioingénierie

Soutenue le 17 Décembre 2020 par :

SAPONE Marie

Conception de guêtres ergonomiques connectées pour la prévention des risques locomoteurs liés à l'activité sportive chez le cheval grâce à l'apport de la biomécanique

Thèse dirigée par le Pr. MARIN Frédéric

et co-dirigée par le Pr. CHATEAU Henry

Membres du Jury :

Pr. Laurence CHÈZE – Université Lyon I .....Rapporteur

Dr. Caroline NICOL – Aix-Marseille Université .....Rapporteur

Pr. Fabrice AUDIGIÉ – École Nationale Vétérinaire d'Alfort .....Examinateur

Dr. Khalil BEN MANSOUR – Université de Technologie de Compiègne .....Examinateur

Dr. Ofla TRABELSI – Université de Technologie de Compiègne .....Examinateur

Dr. Pauline MARTIN – Entreprise LIM France .....Encadrante en Entreprise

Conception de guêtres ergonomiques connectées pour la prévention des risques locomoteurs liés à l'activité sportive chez le cheval grâce à l'apport de la biomécanique

Résumé

Ce travail de thèse a consisté dans un premier temps à la prise de mesure morphométriques des différentes structures constituant l'extrémité distale du membre du cheval. Ces données morphométriques, récoltées sur 118 chevaux, ont permis d'apporter des informations essentielles au développement de guêtres ergonomiques adaptées à la protection des différentes structures anatomiques des membres du cheval. Ces guêtres développées seront ensuite instrumentées pour permettre l'apport de données quantifiées de la locomotion du cheval. Pour cela, le développement d'un protocole de mesure innovant, couplant des enregistrements via Motion Capture (MOCAP) et des Centrales Inertielles (IMUs), ont permis d'établir des méthodes de calculs de paramètres spatio-temporels et cinématiques à partir d'IMUs positionnées sur les canons du cheval. La détection des phases d'appui, paramètre spatio-temporel nécessaire au calcul des différents paramètres locomoteurs, a été réalisée à partir des IMUs selon quatre méthodes basées sur l'utilisation de l'accéléromètre ou du gyroscope. Ces résultats ont ensuite été utilisés pour le développement de méthodes de calcul de paramètres cinématiques tels que les angles de protraction et de rétraction des membres. L'utilisation d'IMUs positionnées sur les canons du cheval permettra d'instrumenter les guêtres afin de fournir à terme un outil au cavalier et au vétérinaire pour le suivi de paramètres locomoteurs via une application dédiée. L'utilisation de cet outil permettra ainsi d'optimiser la gestion de l'entrainement et de la récupération du cheval de sport.

Mots clés : cheval; guêtres; mesures morphométriques; locomotion; événements de foulée; biomécanique; unité de mesure inertielle.

Summary

This PHD work consisted first in taking morphometric measurements of the different structures that constitute the distal limb of the horse. These morphometric data, collected from 118 horses, provided essential information for the development of ergonomic boots adapted to the protection of the anatomical structures of the horse's limbs. These boots will then be instrumented to provide quantified horse locomotion data. For this, the development of an innovative measurement protocol, coupling recordings via Motion Capture (MOCAP) and Inertial Measurement Units (IMUs), made it possible to develop methods for calculating spatio-temporal and kinematic parameters from IMUs positioned on the horse's canon bone. The detection of the stance phases, a spatiotemporal parameter necessary for the calculation of the other locomotor parameters, was carried out from the IMUs according to four methods based on the use of either the accelerometer or the gyroscope. These results were then used to develop methods for calculating kinematic parameters such as the protraction and retraction angles of the limbs. The use of IMUs positioned on the horse's canon bone will enable the boots to be instrumented in order to provide a tool to the rider and the veterinarian for monitoring locomotor parameters via a dedicated application. The use of this tool will make it possible to optimize the management of the training and recovery of the sport horse.

Keywords : horse; horse boots; morphometric measurements; locomotion; gait events; biomechanics; inertial measurement units.

Remerciements

A l'entreprise LIM France et au CWD-VetLab,

De m'avoir offert l'opportunité de réaliser ce travail de thèse sur un sujet qui me passionne.

A la Région Nouvelle Aquitaine, l'Association Nationale de la Recherche et de la Technologie et l'Agence Nationale de la Recherche,

Pour le soutien financier apporté à ce projet.

Au Docteur Pauline MARTIN,

D'être à l'initiative de ce projet qui m'a permis d'allier travail et passion. Merci pour tes conseils et ta bienveillance.

A mes directeurs de thèse le Professeur Frédéric MARIN et le Professeur Henry CHATEAU,

Pour avoir accepté d'encadrer cette thèse, pour leur appui scientifique, leur temps et leurs conseils au cours de ces trois années.

Aux directeurs des laboratoires, le Professeur Nathalie CREVIER-DENOIX pour le BPLC et le Professeur Marie-Christine HO BA THO pour le BMBI,

D'avoir accepté d'accueillir ces travaux au sein de leurs unités.

Au Professeur Laurence CHEZE,

D'avoir suivi l'avancée de ces travaux et accepté d'expertiser ce manuscrit.

Au Docteur Caroline NICOL,

Pour son dynamisme et sa passion contagieuse qui m'ont poussé à persévérer. Merci d'avoir accepté d'expertiser ce manuscrit.

Au Professeur Fabrice AUDIGIE,

Qui m'a ouvert les portes du CIRALE et accepté d'être président du jury.

A l'équipe du CIRALE,

Pour leur accueil, la mise à disposition des installations et des chevaux, ainsi que leur aide lors des sessions d'essais. Sans oublier les chevaux d'essais pour leur patience.

Au Docteur Khalil BEN MANSOUR,

Pour son aide précieuse et son expertise lors des sessions d'essai. Mention spéciale pour l'installation laborieuse d'un laboratoire MOCAP en un temps record ! Merci également d'avoir accepté d'être membre du jury.

Au Docteur Manon HAMEL,

Pour son aide précieuse apportée lors des prises de mesures morphométriques. Merci pour ton intérêt porté à ce sujet, ce fut un plaisir de travailler avec toi.

A Camille et Claire,

Team Equisym, pour votre aide lors des essais et votre appui précieux pour le développement des méthodes. On a encore du pain sur la planche !

A Clémence, Baptiste, Chloé et Jeanne

Pour leur aide apportée au projet. Je vous souhaite à tous une bonne continuation.

A toute l'équipe de St Estèphe,

Boris, Simon, Max, Denis, Guillaume, Raphaël, Zachary, Sandrine, Stéphane, Mathieu, Clément, Franck et son équipe. Merci à tous pour l'ambiance et la bonne humeur apportée dans ce petit coin du Périgord.

A ma famille,

Pour leur soutien sans faille malgré la distance.

Aux copains de Charente et d'ailleurs,

Pour tous les moments de bonheur partagés et ceux à venir.

A Felleg,

Pour avoir supporté les essais plus ou moins concluants lors de la mise en place du projet et m'avoir fait voyager sur son dos de nombreux kilomètres…

A Massaï,

Assistant chef ronrons lors de la rédaction de ce manuscrit.

A Seb,

Pour ton soutien, ton amour et tous ces projets qui font avancer…

Sommaire

Résumé 3

Summary 5

Remerciements 7

Sommaire 9

Liste des figures et tableaux 13

Liste des annexes 19

1 Introduction 23

1.1 Contexte du projet 23

1.2 Objectifs de la thèse 24

1.3 Plan de thèse 25

2 Conception de guêtres ergonomiques 29

2.1 Etat de l'art 29

2.1.1 Anatomie descriptive 29

2.1.2 Anatomie fonctionnelle 30

2.1.2.1 Cinématique de l'articulation métacarpo-phalangienne 30

2.1.2.2 Décomposition de la foulée 32

2.1.2.2.1 Phase d'appui 33

2.1.2.2.2 Phase de soutien 34

2.1.2.3 Effet de l'allure 35

2.1.2.4 Facteurs pouvant modifier la cinématique des foulées 36

2.1.2.5 Lésions fréquentes 36

2.1.3 Dispositifs de protection de la région métacarpo-phalangienne 37

2.1.3.1 Types de protection de travail 37

2.1.3.2 Effet des protections 39

2.1.4 Conception ergonomique pour le cheval 39

2.1.5 Contraintes réglementaires 40

2.1.6 Synthèse 42

2.2 Méthodes développées pour cartographier la région métacarpo-phalangienne 43
2.2.1 Prises de mesures morphométriques 43
2.2.1.1 Matériel et méthodes 43
2.2.1.1.1 Mesures *in vitro* 43
2.2.1.1.2 Mesure *in vivo* 47
2.2.1.1.2.1 Population 47
2.2.1.1.2.2 Mesures effectuées 47
2.2.1.1.2.3 Analyse statistique 48
2.2.1.2 Résultats 48
2.2.1.2.1 Résultats *in vitro* 48
2.2.1.2.2 Résultats *in vivo* 49
2.2.1.3 Conclusion 51
2.2.1.4 Discussion et perspectives 52
3 Détermination des phases d'appui au moyen d'IMUs (paramètres spatio-temporels) 57
3.1 Etat de l'art 57
3.2 Matériels et méthodes 59
3.2.1 Chevaux 59
3.2.2 Acquisition de données 59
3.2.3 Traitement des données 61
3.3 Résultats 66
3.3.1 Détection des *Foot on* 66
3.3.2 Détection des *Foot off* 67
3.3.3 Durée de foulée 68
3.3.4 Durée d'appui 69
3.4 Discussion 70
3.5 Conclusions et perspectives 72
4 Mesure des angles de protraction et rétraction du membre à l'aide d'IMUs 77
4.1 Etat de l'art 77

4.2 Matériels et méthodes 81
4.2.1 Chevaux 81
4.2.2 Acquisition des données 81
4.2.3 Traitement des données 81
4.2.3.1 Traitement des données MOCAP 82
4.2.3.2 Traitement des données IMUs 85
4.2.4 Analyse statistique 90
4.3 Résultats 90
4.3.1 Mesure des angles de protraction 90
4.3.2 Mesure des angles de rétraction 92
4.4 Discussion 93
4.5 Conclusion 95
5 Conclusion et perspectives 99
5.1 Conception ergonomique d'une guêtre 99
5.2 La guêtre comme objet connecté 100
5.3 La transition numérique dans l'équitation 102
6 Bibliographie 107
Annexes 115

Liste des figures et tableaux

Figure 1: Vue latérale du système musculo-tendineux du membre antérieur gauche (d'après *"The Anatomy of Domestic Animals", Septimus Sisson, 1930*)..... 29

Figure 2: Modélisation de l'extrémité distale du membre antérieur et de ses différents composants anatomiques : os métacarpien III (MC3), phalanges proximale, moyenne, distale (respectivement P1, P2, P3), os sésamoïdes proximaux et distal (PSB, DSB), ligament virtuel simulant l'action des ligaments sésamoïdiens distaux (VL), tendon fléchisseur superficiel du doigt (SDFT), tendon fléchisseur profond du doigt (DDFT), ligament suspenseur (SL) (*Lawson et al. 2007*). 30

Figure 3: Représentation schématique de l'articulation métacarpo-phalangienne et de ses axes de rotation. Les mouvements de flexion/extension s'effectuent autour de l'axe Y du segment proximal, les mouvements collatéraux appelés aussi adduction/abduction s'effectuent autour de l'axe X (perpendiculaire aux deux autres axes), et la rotation axiale s'effectue autour de l'axe Z du segment distal (*Chateau et al., 2001 ; Château et al., 2004*). 31

Figure 4: Cinématique 3D de l'articulation métacarpo-phalangienne au pas (colonne de gauche) et au trot (colonne de droite). Valeurs moyennes + écarts-types pour les mouvements de flexion/extension (en haut), rotation interne/externe (au milieu) et adduction/abduction (en bas) (*Clayton et al. 2007*). 32

Figure 5: Phases de la foulée et interventions des muscles du membre thoracique : muscles triceps brachial (TB), fléchisseur profond du doigt (FPD), grand dorsal (GD), pectoral ascendant (PA), trapèze cervical (Tc), supra-épineux (SE), biceps brachial (BB), trapèze thoracique(Tt), deltoïde (D), brachio-céphalique (BC), fléchisseur superficiel du doigt (FSD), extenseur dorsal du doigt (EDD), bride carpienne (BrC) (*Denoix, 2014*). 33

Figure 6 : Anatomie fonctionnelle des tendons fléchisseurs profond et superficiel et du muscle interosseux III au cours de la phase d'appui (A: poser, B: support, C: propulsion) (*Denoix, 1994*). 34

Figure 7: Angle de flexion/extension de l'articulation métacarpo-phalangienne sur une foulée de pas (à gauche) et une foulée de trot (à droite) (*Adapté de Clayton et al. 2007*). 35

Figure 8: Exemples de protections de travail avec (A) des protège-tendons par CWD®, (B) des protège-boulets par CWD®, (C) des guêtres fermées E-Vento par Vérédus®, (D) des bandes de travail par Eskadron® et (E) des guêtres de soutien par Professional Choice®. 38

Figure 9: Exemple d'un protège-boulet simple coque CWD® répondant à la réglementation énoncée dans l'article 257.2.4 du manuel FEI Jumping Rules (A) et d'un protège-boulet double coques Vérédus® répondant à la réglementation de l'article 257.2.5 (B). 42

Figure 10: Illustration des points anatomiques mesurés sur une population de chevaux de saut d'obstacle (source personnelle)..... 44
Figure 11 : Illustration des mesures D1 à D9 effectuées sur les membres thoraciques disséqués. Les circonférences sont indiquées en jaune et les largeurs sont indiquées en gris (source personnelle). 46
Figure 12 : Positionnement des deux IMUs (représentés en rouge) et des marqueurs cinématiques sur les points suivants : six sur les points anatomiques (articulation du carpe, articulation métacarpo-phalangienne (boulet), sabot (1 : pince, 2 : talon, 3 : face dorsale de la couronne, 4 : face latérale de la couronne)), un au centre de l'IMU positionné sur le garrot, et trois sur l'IMU positionné sur le canon (au centre et sur les deux extrémités latérales haute et basse). Un marqueur additionnel a été utilisé pour les frappes de synchronisation sur le marqueur du garrot. 60
Figure 13: Positionnement des caméras Vicon (représentées en noir) autour du tapis roulant (représenté en bleu) pour l'enregistrement de la locomotion des membres du côtés droit du cheval. Les croix orange représentent la position des différents expérimentateurs et leurs tables de contrôles (ordinateurs avec les logiciels pour la MOCAP et les IMUs, et la table de contrôle du tapis roulant) sont représentées en gris. 61
Figure 14 : Représentation du signal issu de l'axe Y du gyroscope et de son signal filtré utilisé pour la pré-segmentation des fenêtres de traitement. Sur cette figure, la *i*-ème ImuWindow est représentée en ligne pointillée. Elle est précédée par la (*i*-1)-ème ImuWindows délimitée par les deux premiers points maximums représentés en rouge..... 63
Figure 15: Représentation de (a) l'angle du sabot par rapport au sol, calculé à partir des marqueurs cinématiques positionnés sur le sabot, permettant la détection des évènements *Foot on* (o) et *Foot off* (Δ) de référence (MOCAPFootOn et MOCAPFootOff), (b) le signal de l'axe Y du gyroscope utilisé pour la détection des *Foot on* (o) et *Foot off* (Δ) avec la méthode A (ImuFootOn_A et ImuFootOff_A) et la méthode C (ImuFootOn_C et ImuFootOff_C), (c) le signal de l'axe Z de l'accéléromètre utilisé pour la détection des *Foot on* (o) avec la méthode B (ImuFootOn_B) et la méthode D (ImuFootOn_D), (d) le signal de l'axe X de l'accéléromètre utilisé pour la détection des *Foot off* (Δ) avec la méthode B (ImuFootOff_B) et la méthode D (ImuFootOff_D). 65
Figure 16: Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison de la détection des *Foot on* par les quatre méthodes développées à partir des données de l'IMU avec les *Foot on* détectés à partir des données MOCAP. La précision (biais entre la méthode développée et la MOCAP) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour la méthode A dans le coin supérieur gauche (A), pour la méthode B dans le coin supérieur droit (B), pour la

méthode C dans le coin inférieur coin gauche (C) et pour la méthode D dans le coin inférieur droit (D). 67
Figure 17: Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison de la détection des *Foot off* par les quatre méthodes développées à partir des données de l'IMU avec les *Foot off* détectés à partir des données MOCAP. La précision (biais entre la méthode développée et la MOCAP) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour la méthode A dans le coin supérieur gauche (A), pour la méthode B dans le coin supérieur droit (B), pour la méthode C dans le coin inférieur coin gauche (C) et pour la méthode D dans le coin inférieur droit (D). 68
Figure 18: Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison des durées de foulée calculées à partir des *Foot on* obtenus avec les quatre méthodes développées et des durées de foulées obtenues à partir des données MOCAP. La précision (biais entre la méthode développée et la MOCAP) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour la méthode A dans le coin supérieur gauche (A), pour la méthode B dans le coin supérieur droit (B), pour la méthode C dans le coin inférieur coin gauche (C) et pour la méthode D dans le coin inférieur droit (D). 69
Figure 19: Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison des durées d'appui calculées à partir des *Foot on* et *Foot off* obtenues avec les quatre méthodes développées et des durées d'appui obtenues à partir des données MOCAP. La précision (biais entre la méthode développée et la MOCAP) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour la méthode A dans le coin supérieur gauche (A), pour la méthode B dans le coin supérieur droit (B), pour la méthode C dans le coin inférieur coin gauche (C) et pour la méthode D dans le coin inférieur droit (D). 70
Figure 20: Illustration d'un membre en protraction, représenté en bleu, et d'un membre en rétraction, représenté en rouge, sur un cheval au trot (source personnelle). 78
Figure 21 : Représentation de (A) l'angle α de protraction du membre entier mesuré à partir de l'orientation du segment reliant l'extrémité proximale de l'épine scapulaire et le sabot par rapport à la verticale, et (B) de l'angle α de protraction mesuré à partir de l'orientation du troisième métacarpien (os du canon) par rapport à la verticale (adapté à partir d'une illustration de *Higgins & Martin, 2015*). 78
Figure 22: Schéma représentant les étapes de traitement des données des deux systèmes de mesure : MOCAP et IMU. 82
Figure 23: Représentation schématique des moments de protraction et rétraction utilisés pour le calcul des valeurs angulaires α. (Adapté à partir de l'illustration de *Bigomar, 2006*). 83

Figure 24 : Représentation des marqueurs cinématiques positionnés sur la partie distale de l'antérieur droit et orientation du repère du laboratoire. Les marqueurs Carpe et Boulet sont entourés en bleu sur la figure et le vecteur Canon est représenté en jaune..... 84

Figure 25: Représentation graphique de l'orientation du canon obtenue à partir des données MOCAP pour les 26 foulées normalisées d'un passage d'un cheval au trot à 4 m/s. Les points maximum et minimum à chaque foulée, correspondant respectivement à la Protraction_Max_MOCAP et Retraction_Max_MOCAP du membre antérieur droit sont entourés en noir sur le graphique. 85

Figure 26: Exemple de courbes du déplacement dorso-ventral (DV) obtenues à partir des données de l'IMU garrot lors d'un passage au trot à 4 m/s (26 foulées normalisées représentées) pour un des huit chevaux ayant participé au protocole expérimental. A chaque foulée, le premier point minimum est obtenu lors de la première oscillation correspondant au posé de l'antérieur droit (AD). Elle est suivie d'une phase de projection avant d'atteindre un deuxième point minimum lors de la seconde oscillation correspondant au posé de l'antérieur gauche (AG). 86

Figure 27: Angles de protraction/rétraction (PR) au cours de la phase d'appui obtenus par le calcul de l'intégrale cumulative trapézoïdale sans remise à zéro (A), avec remise à zéro à l'indice 50%_Stance(*i*) (B) et avec remise à zéro à l'indice minGarrot_IMU(*i*) (C) du signal du gyroscope sur l'axe Y sur les 26 foulées enregistrées lors d'un passage au trot à 4 m/s d'un des chevaux ayant participé au protocole expérimental (*i* allant de 1 à 26)..... 88

Figure 28: Représentation graphique des angles de protraction et rétraction à l'appui obtenus à partir des *Foot On* et *Foot Off* sur la courbe d'orientation du canon (A) et des angles maximums de protraction et rétraction obtenus sur la courbe d'orientation du canon calculée à partir des *Foot On* jusqu'aux *Foot on* suivants (B). 89

Figure 29 : Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison des angles de protraction obtenus à l'appui en utilisant les indices 50%_Stance (A) et minGarrot (B) et des angles de protraction max obtenus en utilisant les indices 50%_Stance (C) et minGarrot (D) avec les angles de protraction respectivement à l'appui et maximums obtenus à partir des données MOCAP. Les résultats pour le trot à 4 m/s sont représentés en gris (o) et les résultats au trot à 6 m/s sont représentés en bleu (Δ). La précision (biais entre la méthode développée et la MoCap) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour chaque graphique. 91

Figure 30 : Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison des angles de rétraction obtenus à l'appui en utilisant les indices 50%_Stance (A) et minGarrot (B) et des angles de rétraction max obtenus en utilisant les indices 50%_Stance (C) et minGarrot (D) avec les angles de rétraction

respectivement à l'appui et maximums obtenus à partir des données MOCAP. Les résultats pour le trot à 4 m/s sont représentés en gris (o) et les résultats au trot à 6 m/s sont représentés en bleu (Δ). La précision (biais entre la méthode développée et la MoCap) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour chaque graphique. 93

Tableau 1: Matrice de corrélation de Pearson appliquée aux mesures effectuées sur la population de chevaux de saut d'obstacle. Les couleurs définissent une corrélation plus ou moins forte entre les variables mesurées selon les règles définies par Hinkle et al (2002) (Annexe 2)……50

Liste des annexes

Annexe 1 : Ostéologie de la région métacarpo-phalangienne du membre thoracique gauche du cheval et localisation des boutons métacarpiens, d'après Barone R. (1986)……..115

Annexe 2 : Tableau regroupant les coefficients de concordance de Lin permettant d'évaluer la répétabilité des mesures M2 à M9 effectuées et leur interprétation selon les définitions de Partik et al. (2002)……116

Annexe 3 : Interprétation des coefficients de Pearson selon les règles définies par Hinkle et al., (2002)……117

Annexe 4 : Tableau regroupant les amplitudes de protraction/rétraction des membres (ROM) à l'appui et maximales aux deux vitesses de trot enregistrées, et les biais des deux méthodes développées (50%_Stance et minGarrot) pour les mesures des angles de protraction et rétraction des membres, exprimés en pourcentage du ROM…….118

Chapitre 1
Introduction

1 Introduction

1.1 Contexte du projet

Les travaux réalisés dans le domaine de la biomécanique équine se sont intéressés à la compréhension de la locomotion équine, dans un premier temps grâce à des systèmes d'analyse cinématique du type « motion capture » et plus récemment grâce à l'essor des technologies embarquées. Plus rares sont les études en lien direct avec le développement de matériel équestre. Ces dernières ont porté principalement sur l'interaction cavalier-selle-cheval avec par exemple l'étude de la répartition des pressions sur le dos du cheval selon la position du cavalier (De Cocq et al., 2009) ou le type de selle (Fruehwirth et al., 2004 ; De Cocq et al., 2006 ; Meschan et al., 2007) et leurs conséquences sur la locomotion du cheval (Peham et al., 2004 ; Martin et al., 2015).

La locomotion du cheval fait intervenir conjointement plusieurs systèmes (os, muscles, tendons, ligaments, …) dont l'organisation complexe permet de déplacer, soutenir et propulser le corps du cheval (Barrey, 1999). Les membres permettent de supporter le poids du cheval et ont un fonctionnement spécifique à l'allure et au geste sportif effectué. Ce fonctionnement est rendu possible par l'action de muscles, tendons et ligaments ayant pour rôle principal de contenir et stabiliser les articulations (Denoix, 1994 ; Denoix, 1999). Au cours de la locomotion, l'extrémité distale des membres se comporte comme un système masse-ressort qui permet d'emmagasiner de l'énergie dans la phase d'amortissement lors du posé du membre au sol et de la restituer dans la phase de propulsion (Back et al., 1995 ; Wilson et al., 2003 ; Crevier-Denoix et al., 2005). Les structures qui constituent le membre du cheval sont soumises à de fortes contraintes au cours de la locomotion, qui peuvent être accentuées en fonctions de plusieurs paramètres tels que la nature du sol (Crevier-Denoix et al., 2013) ou le mouvement effectué (Murray et al., 2006). Ces contraintes répétées lors de l'exercice sportif peuvent entrainer des microlésions pouvant à terme conduire à des atteintes plus conséquentes avec apparition d'une boiterie, incompatible avec l'utilisation sportive du cheval (Singer et al., 2008). C'est en particulier le cas des tendinopathies, affections fréquentes du cheval de sport, qui peuvent se présenter sous la forme de tendinites, de desmites et/ou d'enthésopathies. Ces affections peuvent être diagnostiquées par l'examen clinique (déformation palmaire de la région métacarpienne, par exemple, pour la tendinite du tendon fléchisseur superficiel du doigt -TFSD-) ou à l'échographie (Abate et al., 2009).

L'objectivation clinique par imagerie médicale est cependant tardive, la lésion visible ayant déjà dépassé le stade de la micro-lésion. Dans ce contexte, il est primordial de tenter d'améliorer la prévention de ces lésions avant que celles-ci n'apparaissent en détectant les signes précoces de modifications de la locomotion et/ou en évaluant le dépassement d'un seuil de surexposition au risque pathogène.

Les lésions évoquées dans le paragraphe précédent sont des lésions de fatigue, liées au surentrainement. Il existe également (avec une incidence beaucoup plus faible) des lésions traumatiques, dues notamment à des chocs entre un pied postérieur ferré et la région des tendons du membre antérieur. La prévention de ce type de lésions passe essentiellement par l'utilisation de protections mécaniques. Ces protections souples (ex : bandes) ou semi-rigides (ex : guêtres) ont pour fonction de limiter les traumatismes dues aux chocs et d'apporter un soutien aux structures qui constituent le membre. Les protections peuvent également intégrer des fonctionnalités supplémentaires à celle de la protection contre les chocs, tels que des systèmes de soutien, d'aération ou encore l'intégration d'aimants afin de stimuler la circulation sanguine. Néanmoins, l'effet réel de ces spécificités sur la biomécanique des membres du cheval et à fortiori sur leur réelle capacité de prévention reste à ce jour peu connu.

Plusieurs travaux ont porté sur l'étude de facteurs extrinsèques susceptibles de modifier les sollicitations de l'appareil locomoteur du cheval, notamment par l'étude de l'effet de ferrures thérapeutiques sur les tendons (Willemen et al., 1999 ; Lawson et al., 2007) ou encore l'effet du type de sol sur les tendons (Crevier-Denoix et al., 2009 ; Crevier-Denoix et al., 2013), en incluant l'analyse de la force de réaction au sol (Robin et al., 2009) ou des paramètres de la foulée (Chateau et al., 2010). Néanmoins, peu d'études se sont intéressées à l'effet des protections sur l'appareil locomoteur du cheval. Ces études se sont centrées principalement sur l'effet du type de protection sur la température des membres (Hopegood et al., 2013 ; Westermann et al., 2014), sur l'amplitude angulaire de l'articulation du boulet (Balch et al., 1998 ; Kicker et al., 2004) ainsi que sur la performance en saut d'obstacle (Murphy 2009), ou encore sur l'effet de la thérapie magnétique sur les membres du cheval (Kobluk et al., 1994 ; Steyn et al., 2000). De nombreuses questions restent donc ouvertes, autant sur le plan scientifique que sur le plan du développement de produits innovants, pour savoir si les protections, utilisées de façon quasi-systématique chez les chevaux de sport, pourraient devenir un outil de prévention des affections locomotrices équines.

1.2 Objectifs de la thèse

Dans ce contexte, l'objectif de ce travail est d'analyser et de comprendre l'évolution de plusieurs paramètres propres au fonctionnement des membres des chevaux au cours du mouvement afin de développer une gamme de guêtres ergonomiques. Ces guêtres ergonomiques ont été conçues de façon à s'adapter aux changements de volume des membres à l'effort tout en limitant le risque de lésions par une diminution de la vibration tendineuse, notamment en saut d'obstacle, ainsi qu'en limitant l'augmentation de température dans cette zone.

Le développement d'un outil de mesure embarqué de la locomotion des membres du cheval, à partir d'un protocole spécifique, permettra à terme de proposer un outil de suivi des paramètres locomoteurs du cheval. L'intégration de cet outil dans les guêtres constituera une aide aux cavaliers et entraineurs afin d'optimiser la gestion raisonnée de la carrière sportive du cheval.

Ce projet a été réalisé dans le cadre d'un contrat Cifre (N° 2017/0267) avec l'implication conjointe d'une équipe pluridisciplinaire, regroupant les trois entités suivantes :

- Le Laboratoire de BioMécanique et BioIngéniérie (BMBI, UMR 7338) de L'Université de Technologie de Compiègne dont les travaux portent sur la mécanique du vivant et l'ingénierie de la santé. Le Professeur Frédéric Marin a assuré la co-direction de ce travail au sein du BMBI et apporté ses compétences scientifiques complémentaires dans le domaine de la biomécanique du mouvement et des technologies de capture du mouvement (Allouch et al., 2015 ; Marin, 2015).
- Le Laboratoire de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (Unité INRA-ENVA 957 BPLC) de l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort dont les travaux portent sur la biomécanique équine et essentiellement sur l'appareil locomoteur du cheval de sport (Robin et al., 2009 ; Chateau et al., 2010 ; Crevier-Denoix et al., 2013). Ce travail a été codirigé par le Pr Henry Chateau, du Laboratoire de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval, qui a apporté des compétences scientifiques complémentaires basées sur une longue expérience de la biomécanique équine ainsi qu'une approche clinique.
- L'entreprise LIM France, spécialiste dans la conception de selles de sport et de matériels d'équitation haut de gamme, connus sous les marques Butet®, CWD® et Devoucoux®. Ce projet, porté par la marque CWD®, avait pour objectif d'apporter de nouvelles connaissances à l'entreprise afin d'innover dans le domaine des sports équestres et de fournir aux cavaliers, aussi bien amateurs que de haut niveau, un outil d'aide à l'entrainement leur permettant d'améliorer leurs performances sportives dans le respect de leurs chevaux.

1.3 Plan de thèse

Ce mémoire est structuré en 3 parties. La première partie (Chapitre 2) explicite le concept de guêtres ergonomiques et les méthodes développées pour définir des plans nécessaires à leur conception. Les chapitres suivants détaillent les méthodes mises en place dans le but d'instrumenter ces guêtres, pour la détection de paramètres spatio-temporels (Chapitre 3) puis cinématiques (Chapitre 4).

Chapitre 2

Conception de guêtres ergonomiques

2 Conception de guêtres ergonomiques

Afin de comprendre l'intérêt de concevoir des guêtres adaptées aux spécificités anatomiques des membres du cheval nous allons débuter ce chapitre par l'état de l'art (2.1 Etat de l'art). Cette partie se centrera sur l'anatomie descriptive et fonctionnelle de l'extrémité distale du membre thoracique chez le cheval puis sur les équipements de protections de ces structures anatomiques disponibles sur le marché. Une synthèse sera ensuite faite sur la base de ce contexte (2.1.6 Synthèse). Puis, nous aborderons les différentes méthodes mises en place pour le développement de guêtres ergonomiques (2.2 Méthodes développées pour cartographier la région métacarpo-phalangienne) et les perspectives à ce travail (2.2.1.4 Discussion et perspectives).

2.1 Etat de l'art

2.1.1 Anatomie descriptive

Le membre thoracique du cheval comporte une partie proximale comportant de puissants groupes musculaires qui contrôlent le mouvement, et une partie distale composée de plusieurs articulations, tendons et ligaments dont le fonctionnement commun permet d'absorber les chocs, stocker et libérer l'énergie élastique (Figure 1). De part cette organisation, le mouvement du membre thoracique du cheval se rapproche de celui d'un pendule, dont le point de rotation se situe au niveau de la partie proximale de la scapula. Les muscles de la partie proximale (scapula et humérus) vont alors initier le mouvement et la partie distale va suivre passivement (Back et al. 1995).

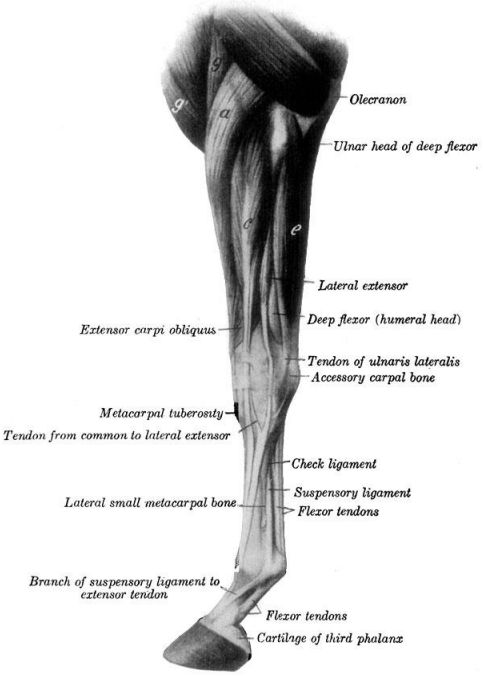


Figure 1: Vue latérale du système musculo-tendineux du membre antérieur gauche (d'après *"The Anatomy of Domestic Animals", Septimus Sisson, 1930*).

La conformation de l'extrémité distale du membre, notamment grâce aux tendons fléchisseurs superficiel (SDFT) et profond (DDFT) et au ligament suspenseur (SL) (ou muscle interosseux III) (Figure 2), lui permet de se comporter comme un système masse-ressort et ainsi stocker et libérer de l'énergie au cours de la locomotion (Wilson et al., 2003). Ainsi, ce système tendineux et ligamentaire assure deux fonctions principales : (1) fournir un soutien à l'articulation métacarpo-phalangienne et prévenir son hyper extension pendant la phase d'appui, et (2) restituer l'énergie de l'impact et de l'amortissement au cours de la propulsion.

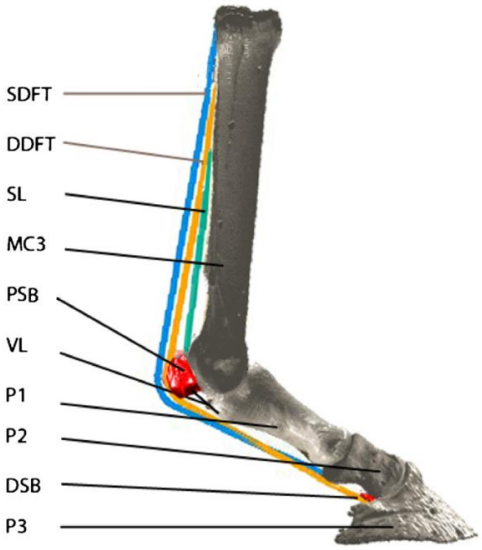


Figure 2: Modélisation de l'extrémité distale du membre antérieur et de ses différents composants anatomiques : os métacarpien III (MC3), phalanges proximale, moyenne, distale (respectivement P1, P2, P3), os sésamoïdes proximaux et distal (PSB, DSB), ligament virtuel simulant l'action des ligaments sésamoïdiens distaux (VL), tendon fléchisseur superficiel du doigt (SDFT), tendon fléchisseur profond du doigt (DDFT), ligament suspenseur (SL) (*Lawson et al. 2007*).

2.1.2 Anatomie fonctionnelle

2.1.2.1 Cinématique de l'articulation métacarpo-phalangienne

Les enregistrements cinématiques effectués au pas (Chateau et al., 2004 ; Clayton et al., 2007) et au trot (Clayton et al., 2007) ont montré des mouvements de rotation en 3 dimensions au niveau de l'articulation métacarpo-phalangienne (Figure 3).

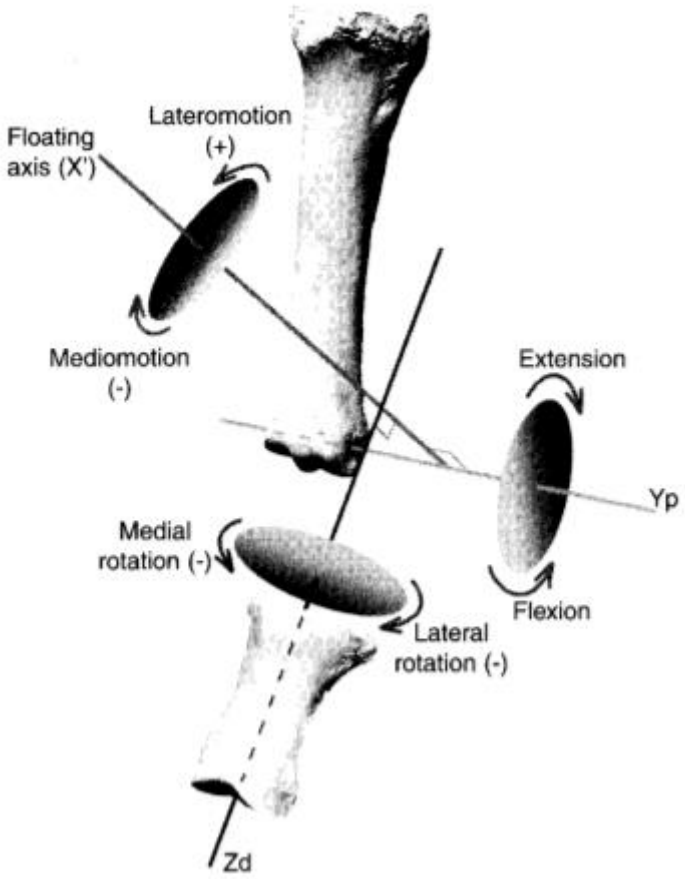


Figure 3: Représentation schématique de l'articulation métacarpo-phalangienne et de ses axes de rotation. Les mouvements de flexion/extension s'effectuent autour de l'axe Y du segment proximal, les mouvements collatéraux appelés aussi adduction/abduction s'effectuent autour de l'axe X (perpendiculaire aux deux autres axes), et la rotation axiale s'effectue autour de l'axe Z du segment distal (*Chateau et al., 2001 ; Château et al., 2004*).

Le mouvement de flexion/extension, s'effectuant dans le plan sagittal, est la rotation prédominante pour cette articulation, avec un pattern constant entre les chevaux. Ce mouvement a été mesuré avec une amplitude de 77 ± 5° au cours de la foulée au trot (Clayton et al., 2007). Clayton et al. (2007) ont mesuré également une adduction/abduction qui coïncide de façon temporelle avec les pics de flexion/extension, avec une plage de mouvement inférieure (maximum 2° au cours de l'appui (Chateau et al., 2010)). Une rotation axiale est également visible, mais relativement faible (9 ± 5° au cours de la foulée de trot) et variable en direction selon les chevaux (Clayton et al., 2007) (Figure 4).

Bien que les mouvements extra sagittaux de faible amplitude de l'articulation métacarpo-phalangienne puissent être incriminés dans la pathogénie des affections ostéoarticulaires et ligamentaires de cette articulation, leur incidence sur les formations tendineuses est considérée comme faible (à l'exclusion des desmites asymétriques des branches du ligament suspenseur du boulet) (Chateau et al., 2001 ; Chateau et al., 2004). Aussi nous considérerons pour la suite que

l'articulation métacarpo-phalangienne possède un mouvement quasi plan en nous focalisant sur la flexion/extension, rotation prédominante pour cette articulation.

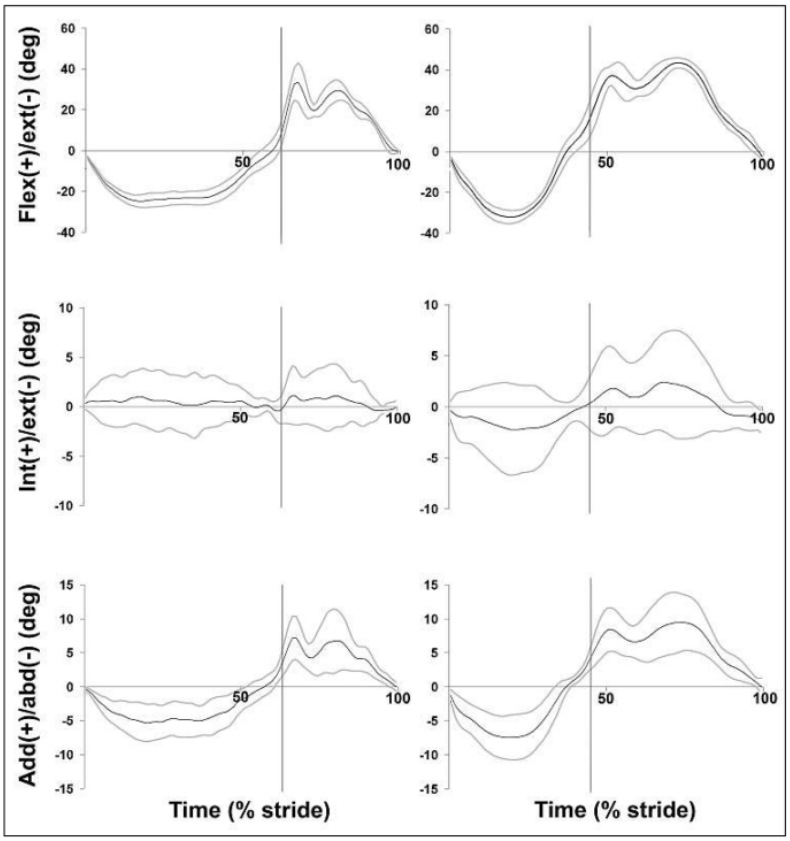


Figure 4: Cinématique 3D de l'articulation métacarpo-phalangienne au pas (colonne de gauche) et au trot (colonne de droite). Valeurs moyennes + écarts-types pour les mouvements de flexion/extension (en haut), rotation interne/externe (au milieu) et adduction/abduction (en bas) (*Clayton et al. 2007*).

2.1.2.2 Décomposition de la foulée

Au cours de la foulée, que ce soit au pas, au trot ou au galop, le membre effectue un mouvement cyclique. Ce mouvement se décompose en deux phases : l'appui et le soutien.

La phase d'appui correspond à la période où le pied est en contact avec le sol. L'appui se compose d'une phase crâniale, qui correspond à l'amortissement de l'impact du sabot avec le sol jusqu'au redressement du canon à la verticale, et d'une phase caudale qui correspond à la propulsion qui se termine au lever du sabot (Denoix, 2014) (Figure 5).

La phase de soutien correspond à la phase aérienne du membre. Le soutien se compose de la phase caudale (ou ramener) qui débute au moment où le membre quitte le sol jusqu'à l'instant où le boulet est à l'aplomb du coude, et de la phase crâniale (ou embrassée) qui se termine lorsque le pied touche de nouveau le sol.

Au cours de la foulée, les tendons sont utilisés comme des ressorts (Back et al., 1995). Lors de l'appui, le poids du cheval sur le membre antérieur entraîne l'extension du boulet ainsi que la flexion de l'articulation interphalangienne distale et de l'épaule (Back et al., 1995). Le ligament suspenseur, les

tendons fléchisseurs superficiels et profonds et leurs ligaments accessoires respectifs sont alors chargés, permettant de stocker de l'énergie élastique qui sera utilisée plus tard dans la foulée (Back et al., 1995).

Le système tendineux et ligamentaire dans la partie distale assure donc 2 fonctions principales : fournir un soutien au boulet pendant la phase d'appui, stocker et restituer l'énergie de l'impact et de l'appui au cours de la propulsion et du levé du pied (Crevier-Denoix et al., 2005).

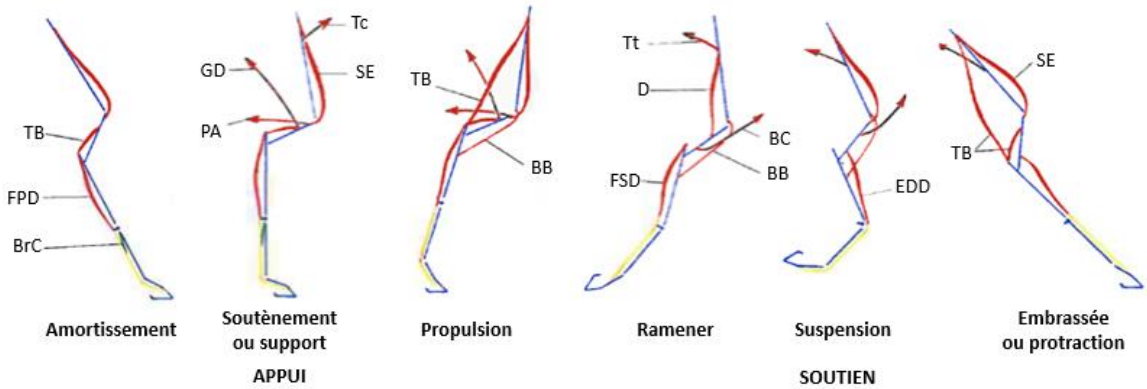


Figure 5: Phases de la foulée et interventions des muscles du membre thoracique : muscles triceps brachial (TB), fléchisseur profond du doigt (FPD), grand dorsal (GD), pectoral ascendant (PA), trapèze cervical (Tc), supra-épineux (SE), biceps brachial (BB), trapèze thoracique(Tt), deltoïde (D), brachio-céphalique (BC), fléchisseur superficiel du doigt (FSD), extenseur dorsal du doigt (EDD), bride carpienne (BrC) (*Denoix, 2014*).

2.1.2.2.1 Phase d'appui

L'impact initial du pied au sol engendre un grand pic d'accélération négative associé à la décélération du sabot jusqu'à son arrêt au sol (Pratt, 1997). Les ondes de choc liées à cet impact vertical et longitudinal, couplées au temps de freinage horizontal du sabot ont un effet important pour les structures du membre antérieur distal (Gustas et al., 2001).

Au début de la phase d'appui, le poids du corps sur le membre antérieur entraine une extension de l'articulation métacarpo-phalangienne et une flexion de l'articulation interphalangienne distale (Hodson et al., 2000) ainsi qu'un redressement du canon. Au cours de cette première moitié de la phase d'appui, l'articulation métacarpo-phalangienne continue son extension pour atteindre son maximum (Hodson et al., 2000).

L'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne met sous tension le tendon fléchisseur superficiel du doigt qui contribue à limiter cette extension. Le ligament suspenseur qui contribue à la stabilité de l'articulation métacarpo-phalangienne est également mis en tension pour empêcher une extension excessive de cette articulation (Figure 6). Avec une intensité plus modérée, le tendon fléchisseur profond du doigt va aussi être mis en tension pour limiter l'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne mais n'atteindra sa tension maximale que lors de la seconde moitié de la phase d'appui (Crevier-Denoix et al., 2005). L'extension maximale de l'articulation métacarpo-

phalangienne coïncide avec le changement de direction du mouvement de traction qui devient propulsion (Hodson et al., 2000) et marque la fin de la première moitié de la phase d'appui.

Dans la phase de propulsion, le membre libère l'énergie accumulée pour amorcer le lever du membre. Il y a alors une flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne et une rotation caudale du sabot pour entrainer le levé du talon qui précède le décollage du pied (Hodson et al., 2000). L'élasticité du tendon fléchisseur profond du doigt joue un rôle essentiel en initiant l'élévation du boulet et la propulsion (Crevier-Denoix et al., 2005). Le tendon fléchisseur profond du doigt contribue le plus à l'accumulation de l'énergie élastique, 2 fois plus que le tendon fléchisseur superficiel du doigt (Biewener, 1998). L'élasticité du ligament suspenseur contribue également à l'élévation du boulet au cours de la propulsion (Crevier-Denoix et al., 2005) (Figure 6).

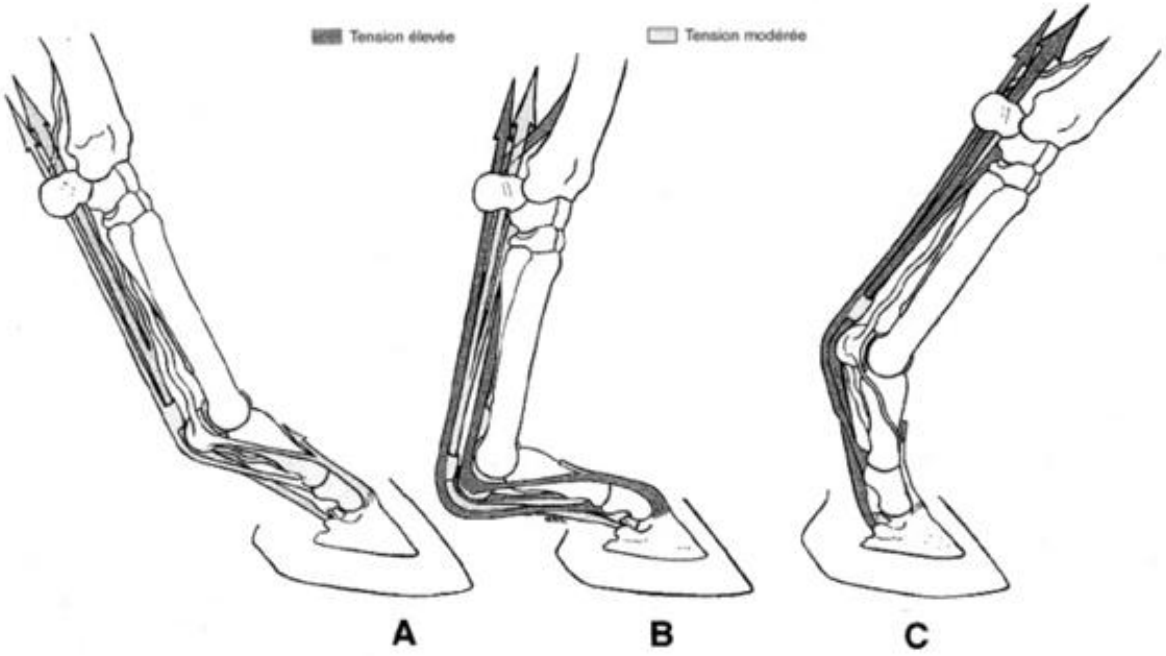


Figure 6 : Anatomie fonctionnelle des tendons fléchisseurs profond et superficiel et du muscle interosseux III au cours de la phase d'appui (A: poser, B: support, C: propulsion) (*Denoix, 1994*).

2.1.2.2.2 Phase de soutien

Au cours de la phase de soutien, le membre dans son ensemble effectue un mouvement de protraction pour aller chercher un nouvel appui vers l'avant. Au cours de ce mouvement, le membre inverse son sens de rotation, ce qui marque la transition entre le ramené du membre et l'embrassée, pour préparer le contact avec le sol (Hodson et al., 2000).

Au début de la phase de soutien, la tension et l'élasticité des appareils fléchisseurs superficiel et profond du doigt et du ligament suspenseur contribuent passivement à prolonger la flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne, initiée lors de la propulsion. Puis, la flexion des articulations

est accrue par la contraction active des corps charnus musculaires des fléchisseurs. La flexion maximale de l'articulation métacarpo-phalangienne entraine un relâchement des tendons fléchisseurs et du ligament suspenseur, entrainant leur inflexion en région métacarpienne. Juste avant le poser du membre, le muscle fléchisseur du doigt est actif (Silver et al., 1983). Cette contraction musculaire serait responsable d'une mise en tension des tendons afin de prévenir les phénomènes d'allongement brutal et de vibrations dus aux charges importantes de l'appui.

L'impact soudain du sabot au sol lors du poser entraine à son tour des vibrations dans les tendons fléchisseurs (Crevier-Denoix et al., 2005).

2.1.2.3 Effet de l'allure

La flexion de l'articulation métacarpo-phalangienne présente un pattern similaire à chaque allure, avec deux pics de flexion distincts dans la phase de vol (Clayton et al., 2007). Néanmoins, au cours de la phase d'appui, alors que l'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne présente un seul cycle d'extension au trot ou à la réception d'un saut (Childs et al., 2017), elle est prolongée au pas et tend à former deux pics séparés par une légère réduction de l'extension (Clayton et al., 2007) (Figure 7). La présence de deux phases de chargement au pas est liée à l'alternance des appuis spécifiques à l'allure du pas (bipodaux – tripodaux – bipodaux).

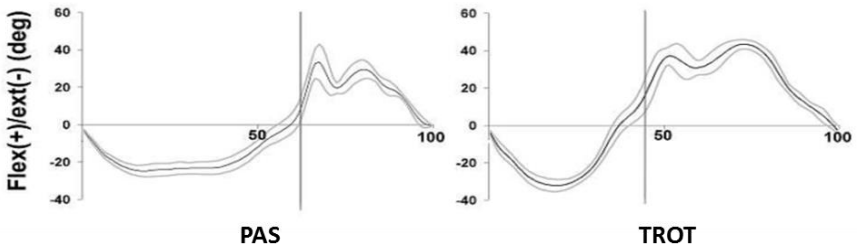


Figure 7: Angle de flexion/extension de l'articulation métacarpo-phalangienne sur une foulée de pas (à gauche) et une foulée de trot (à droite) (*Adapté de Clayton et al. 2007*).

Le changement d'allure va entrainer une modification de l'angle d'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne, avec une extension plus importante au passage à l'allure supérieure (par exemple du pas vers le trot) (Clayton et al., 2007 ; Childs et al., 2017), mais également lors de transitions montantes au sein d'une même allure (par exemple du trot rassemblé au trot allongé) (Walker et al., 2017). D'une manière plus générale, on peut dire que l'angle d'extension maximale de l'articulation métacarpo-phalangienne augmente en fonction de l'augmentation de vitesse (Biewener, 1998), augmentant ainsi la tension exercée sur le système tendineux et ligamentaire de l'extrémité distale du membre.

Le changement de vitesse et d'allure va également affecter le système tendineux et ligamentaire. En effet, à cause de l'augmentation des forces de réaction au sol, les pics de stress agissants sur les tendons et ligaments augmentent généralement avec la vitesse liée au passage à l'allure supérieure

mais également avec l'augmentation de vitesse au sein d'une même allure. Les contraintes de traction maximum (40-50MPa au trot) ont été calculées pour les tendons fléchisseurs superficiel et profond du doigt (Biewener, 1998).

2.1.2.4 Facteurs pouvant modifier la cinématique des foulées

La cinématique des foulées peut varier selon la race des chevaux, notamment au niveau des amplitudes angulaires, due à des conformations anatomiques qui leurs sont spécifiques (Cano et al., 2001). Par exemple, les Andalous présentent une amplitude angulaire de l'articulation métacarpo-phalangienne plus large que les chevaux Arabes ou Anglo-Arabes (Cano et al., 2001). Au sein d'une même race, la conformation du sabot peut avoir un effet sur la cinématique de la foulée et sur les amplitudes angulaires des articulations du membre. Par exemple, un angle de pied plus aigu entraine une extension plus prononcée de l'articulation métacarpo-phalangienne. Ces changements angulaires sont également associés à une modification de la tension dans les tendons (Clayton, 1990). Un pied asymétrique aura également une influence significative sur le comportement tridimensionnel de l'articulation métacarpo-phalangienne (Chateau et al., 2001).

La nature du sol (sable, gazon, caoutchouc, …) affecte également la cinématique des foulées, par des modifications du temps de contact au sol et de durée des foulées, ainsi que des angles de protraction/rétraction des membres (Buchner et al., 1994 ; Crevier-Denoix et al., 2013).

Les différents facteurs présentés dans ce paragraphe, vont dès lors avoir un effet direct sur les prédispositions à certaines lésions, dépendant notamment de l'activité sportive pratiquée par le cheval.

2.1.2.5 Lésions fréquentes

Les membres des chevaux de sport sont soumis à des contraintes importantes (Biewener, 1998 ; Montavon & Nido Wälty, 2013). Selon la discipline et le niveau de pratique, ils vont être prédisposés à certaines lésions spécifiques (Murray et al., 2006).

Par exemple en saut d'obstacle, dans la phase de réception, lors du contact avec le sol, une force pouvant atteindre 13000 N (1300 kg-force) est exercée sur le membre antérieur et agit par conséquent sur les tendons fléchisseurs, et le ligament suspenseur du boulet du cheval (Montavon & Nido Wälty, 2013). En saut d'obstacle, chez les chevaux de haut niveau, les lésions vont donc apparaitre le plus fréquemment sur le ligament suspenseur et le tendon fléchisseur profond du doigt (Murray et al., 2006). Chez les chevaux de dressage la lésion la plus fréquente se situe sur le ligament suspenseur, principalement sur les membres postérieurs (Murray et al., 2006). En complet, 86% des lésions recensées se situent au niveau des membres dont 66% au niveau des antérieurs (Singer et al., 2008). Les lésions des tendons et ligaments sont les plus courantes (43.4%). Parmi ces dernières, les plus

communes sont les lésions du tendon fléchisseur superficiel du doigt (33.3%) ainsi que celles du ligament suspenseur (30.6%) (Singer et al., 2008). Ces lésions tendineuses se manifestent généralement sous forme de tendinite, conduisant à l'apparition de boiterie.

Les lésions évoquées dans le paragraphe précédent sont des lésions de fatigue, liées au surentrainement. Il existe également (avec une incidence beaucoup plus faible) des lésions traumatiques, dues notamment à des chocs entre un pied postérieur ferré et la région des tendons du membre antérieur. Pour prévenir ce type de lésions, les cavaliers équipent leurs chevaux avec des protections mécaniques. Ces protections (guêtres et bandes) ont pour fonction de limiter les traumatismes dus aux chocs sur les membres et d'apporter un soutien aux structures tendineuses et ligamentaires qui les constituent. La partie suivante présentera une revue des protections disponibles actuellement sur le marché.

2.1.3 Dispositifs de protection de la région métacarpo-phalangienne

2.1.3.1 Types de protection de travail

On distingue trois grands types de protections des membres utilisées lors de l'activité sportive du cheval : les guêtres ouvertes, les guêtres fermées et les bandes de travail.

Les guêtres ouvertes, ou protège-tendons, (Figure 8.A) sont les plus présentes sur le marché. Elles sont utilisées principalement pour la discipline du saut d'obstacle. Ces guêtres sont constituées d'une coque de protection rigide qui recouvre la région tendineuse et ligamentaire en face palmaire sur toute la longueur du canon et englobe le boulet mais sont ouvertes en face dorsale sur laquelle passent les systèmes d'attache. Ainsi, ces protections mécaniques protègent les tendons et ligaments des chocs mécaniques, notamment à l'impact du sabot postérieur sur le membre antérieur, mais également des frottements pouvant survenir entre les deux membres antérieurs au niveau de la face interne du boulet. Elles sont donc utilisées sur les membres antérieurs. Les membres postérieurs sont quant à eux équipés de protège-boulets dont la coque, plus petite, se limite à la protection de la face interne du boulet (Figure 8.B).

La pratique du cross, l'une des trois épreuves de concours complet d'équitation, nécessite une protection des membres plus importante. En effet, contrairement au saut d'obstacle où les chevaux franchissent des barres qui tombent lorsqu'ils les touchent, les obstacles de cross sont fixes et donc plus dangereux pour l'intégrité des membres des chevaux. Afin de leur apporter une protection renforcée, les chevaux sont alors équipés de guêtres fermées qui seront composées d'une coque rigide également en face dorsale du canon (Figure 8.C).

Dans les disciplines présentant moins de risque de chocs mécaniques, telle que le dressage, les protections utilisées vont être souples afin de permettre une protection légère contre les chocs mais

surtout d'apporter du soutien au système tendineux et ligamentaire en englobant la totalité du boulet. C'est le cas des bandes de travail (Figure 8.D) et des guêtres de soutien (Figure 8.E).

Le choix du type de guêtre peut également dépendre du type de séance effectuée et de la nature du sol.

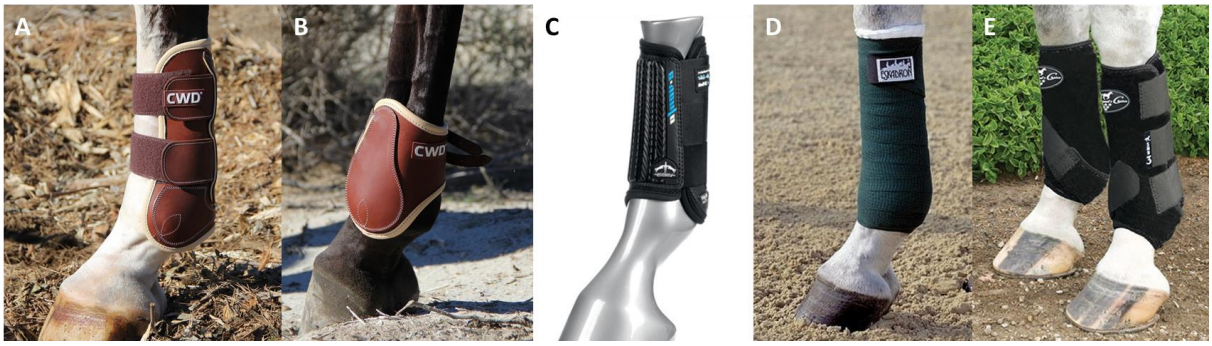


Figure 8: Exemples de protections de travail avec (A) des protège-tendons par CWD®, (B) des protège-boulets par CWD®, (C) des guêtres fermées E-Vento par Vérédus®, (D) des bandes de travail par Eskadron® et (E) des guêtres de soutien par Professional Choice®.

Au sein de ces familles de protections, certaines ajoutent des spécificités à celle de la protection contre les chocs. Les marques Veredus® (Veredus S.R.L, Trévise, Italie) et Eskadron® (Pikeur Reitmoden Brinkmann GmbH & Co. KG, Herford, Allemagne) commercialisent ainsi des guêtres ouvertes « Vento » ou « Air Flexisoft » dont l'objectif est de limiter l'augmentation de température dans la région des tendons, en favorisant l'aération du dispositif. Dans ce domaine, le recours à de nouveaux matériaux est également très en vogue, avec par exemple l'utilisation de gel pour absorber les chocs (guêtre eShock de eQuick® (eQuick®,Cornuda, Italie)), de coussins d'air (Pro performance memory foam de Professional's Choice® (Professional's Choice Sports Medicine Products, Inc., El Cajon, Californie, US) ou encore de la technologie D3O® (D3O, Design Blue Limited, Limited Company, Croydon, Royaume-Uni) (substance molle qui durcit lors d'un choc) (Smart tendon boots de Woof Wear® (Woof Wear Limited, Cornwall, Royaume-Uni). D'autres matériaux tels que des inserts en titane le long du tendon fléchisseur superficiel et en face interne du boulet (Lorenzini Titanium de Lorenzini Titanium Horse Equipment® (Equiline S.R.L, Trebaseleghe, Italie)) ou encore les matériaux composites tels que le carbone (Carbone gel de Veredus®) ou le kevlar (Kevlar Airtechnology de Premier Equine™ (Premier Equine International Ltd., North Lincolnshire, Royaume Uni)) sont également utilisés pour permettre une meilleure absorption des chocs et renforcer la protection contre d'éventuels traumatismes.

L'utilisation de guêtres « magnétiques » afin de stimuler la circulation sanguine est également mis en avant par certaines marques au repos (Ekido® (Auris S.A.S, Andrezieux Boutheon, France), Veredus®) mais aussi au travail (Magnetic boots de Showmaster® (Krämer Pferdesport GmbH & Co. KG, Hockenheim-Talhaus, Allemagne), Carbon air balance tendon de Zandonà® (Zandonà Daniele, entreprise individuelle, Caerano San Marco, Italie)). Le bien-fondé scientifique de ces approches reste cependant spéculatif car très peu d'études se sont penchées sur la validation clinique de leur bénéfice

supposé (Kobluk et al., 1994 ; Steyn et al., 2000). Certaines marques ont également développé une gamme de protection renforçant le soutien des tendons et du boulet grâce à une forme anatomique qui vient englober cette articulation (Piaffe Evo de Veredus®, Sports Medicine Boots de Professional's Choice ®, Prosport support de LeMieux® (Horse Health Wessex Ltd., Romsey, Royaume-Uni)).

Le développement de ces différentes spécificités a pour but d'optimiser le fonctionnement des membres du cheval de sport tout en limitant les risques de lésions. Néanmoins, si l'objectif poursuivi est louable, l'effet réel de ces protections sur la biomécanique des membres du cheval et à fortiori sur leur réelle capacité de prévention reste à ce jour peu connu (Balch et al., 1998 ; Kicker et al., 2004).

2.1.3.2 Effet des protections

Certaines études se sont intéressées à l'effet des protections sur la biomécanique des membres du cheval. Il a été démontré que le port de protections n'entraine pas de modification dans l'angle d'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne lors du saut (Childs et al., 2017). Toutefois, l'ajout d'un poids sur les membres entraîne une augmentation de l'élévation des membres (Murphy, 2009 ; Rumpler et al., 2010) due à une flexion plus importante des articulations des membres lestés (Clayton et al., 2011).

Comme pour la cinématique de la foulée, la température à la surface du membre au travail dépend également du type de protection utilisé. Les mouvements de l'air sur le membre entrainent une diminution de sa température de surface (Westermann et al., 2013). Au repos, la température du membre ne varie pas significativement avec le port de protections. En revanche, après le travail, la température est significativement plus élevée avec des bandes et des guêtres (Westermann et al., 2014). Par rapport aux guêtres classiques, les guêtres perforées permettent de limiter l'augmentation de la température moyenne à la surface des tendons à l'exercice (Hopegood et al., 2013). La légèreté et la ventilation sont donc deux critères essentiels au développement de guêtres non contraignantes pour le cheval.

2.1.4 Conception ergonomique pour le cheval

L'approche ergonomique a pour but de limiter les contraintes pouvant être induites par le port de guêtres sur le système locomoteur du cheval. L'étude ergonomique appliquée à la conception d'équipement sportif pour l'athlète humain se base classiquement sur l'étude (1) des caractéristiques anthropométriques et l'anatomie fonctionnelle, (2) des caractéristiques physiologiques liées à l'effort musculaire, et (3) sur l'étude des caractéristiques psychophysiologiques (Reilly, 2010) permettant de définir les conditions limites au-delà desquelles certains choix réalisés en conception sont inacceptables. Chez le cheval, ce troisième point peut être observé grâce à des indicateurs

comportementaux (Benhajali et al., 2007), tels que des réactions à la pose d'un équipement en signe de douleur (Henry et al., 2005 ; Lansade & Bouissou, 2005 ; Henry et al., 2006), et des indicateurs physiologiques, témoignant d'un état de stress, tels que l'augmentation de la fréquence cardiaque ou du taux de cortisol (Clark et al., 1993 ; Hada et al., 2003). Néanmoins, ces indicateurs sont fortement influencés par l'environnement dans lequel le cheval se trouve et vont donc être difficiles à utiliser pour la conception ergonomique d'un équipement tel que la guêtre. Les connaissances nécessaires au développement de guêtres ergonomiques vont donc se baser sur les deux premiers points à savoir l'apport de connaissances sur les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles des membres distaux du cheval ainsi que sur les réactions physiologiques, lors de l'activité, du système tendineux et ligamentaire qui le compose.

La conception ergonomique des guêtres, bien qu'ayant pour objectif d'optimiser le confort et de préserver la liberté mouvement, se doit de répondre aux contraintes réglementaires fédérales afin que leur utilisation ne soit pas interdite en compétition.

2.1.5 Contraintes réglementaires

Cette étude vise à développer des guêtres ergonomiques adaptées à la pratique du saut d'obstacle aussi bien à l'entrainement qu'en compétition. Afin que l'utilisation de ces guêtres soit autorisée en compétition par la Fédération Equestre Internationale (FEI), il est indispensable que leur conception rentre dans les critères du règlement en vigueur pour la discipline du saut d'obstacle.

La réglementation relative au port de protection sur les membres, décrite dans l'article 257 relatif à la sellerie du manuel FEI Jumping Rules (26th edition, updates effective 1 January 2020), sont les suivantes :

L'*article 257.2.3* précise que le poids total des équipements autorisés à être placés sur les membres du cheval est de 500 grammes par membre, hors fer à cheval.

L'*article 257.2.4*, relatif aux protections des **membres postérieurs du cheval**, mentionne que lors des **compétitions jeunes chevaux** (chevaux âgés de 5 à 8 ans), seuls les protège-boulets ayant un élément de protection en face interne du boulet sont autorisés (Figure 9.A). Ces protections doivent avoir une longueur maximale de 16 cm au niveau de la coque de protection interne, et une attache en face externe ayant une largeur d'au moins 5 cm. La surface intérieure des protections doit être lisse, c'est-à-dire qu'elle doit être uniforme et ne comporter aucun point de pression.

Les coutures à l'intérieur de la protection, utilisée notamment pour la fixation de la doublure intérieure est néanmoins autorisée. Les doublures en peau de mouton sont également autorisées.

Seules les attaches de type Velcro non élastiques sont autorisées ; aucun crochet, boucle, agrafe ou autre méthode de fixation des attaches ne peut être utilisé.

Aucun élément additionnel ne peut être ajouté ou inséré dans la guêtre.

L'*article 257.2.5*, relatif aux protections des **membres postérieurs du cheval** pour toutes les **autres compétitions** (hors épreuves réservées aux jeunes chevaux âgés de 5 à 8 ans), autorise, en plus des protections mentionnées dans l'*article 257.2.4*, les protège-boulets qui ont un élément de protection en face interne du boulet uniquement ainsi que ceux ayant un élément de protection en face interne et externe du boulet, c'est-à dire les protège-boulets à double coque qui s'enroulent à l'arrière du boulet (Figure 9.B). Ces protège-boulets à double coque doivent néanmoins répondre aux critères suivants : la protection doit avoir une longueur maximale de 20 cm à son point le plus long. La coque de protection arrondie doit être placée autour du boulet (lorsqu'il y a un élément de protection d'un côté seulement, il doit être placé autour de la face interne du boulet). La surface intérieure des protections doit être lisse, c'est-à-dire qu'elle doit être uniforme et ne comporter aucun point de pression. Les coutures à l'intérieur de la protection, utilisées notamment pour la fixation de la doublure intérieure sont néanmoins autorisées. Les doublures en peau de mouton sont également autorisées. Le protège-boulet ne peut pas avoir plus de 2 attaches et seules les suivantes sont autorisées :

- Les attaches de type velcro, avec des sangles d'une largeur minimale de 2.5 cm s'il y a deux attaches ou 5 cm s'il y en a qu'une. Pour les protège-boulets à simple coque, les sangles peuvent être élastiques ou non élastiques. Pour les protège-boulets à doubles coque, les sangles doivent être obligatoirement élastiques.
- Les attaches de type clou, avec des sangles obligatoirement élastiques, d'une largeur minimale de 2.5 cm, qui comporte des trous s'adaptant aux clous présents sur le protège-boulet.
- Les attaches de type crochet, avec des sangles obligatoirement élastiques, d'une largeur minimale de 2.5 cm, comportant un crochet qui s'insère dans un œillet présent sur le protège-boulet.

Toutes les attaches doivent être unidirectionnelles, c'est-à-dire que l'attache doit être fixée directement d'un côté de protection à l'autre mais ne doit pas s'enrouler entièrement autour de la protection ; aucun mécanisme permettant à l'attache de se replier sur elle-même n'est autorisé.

Figure 9: Exemple d'un protège-boulet simple coque CWD® répondant à la réglementation énoncée dans l'article 257.2.4 du manuel FEI Jumping Rules (A) et d'un protège-boulet double coques Vérédus® répondant à la réglementation de l'article 257.2.5 (B).

Aucune restriction concernant **les protections des membres antérieurs** n'est encore indiquée dans le règlement FEI pour l'année 2020. Néanmoins, les restrictions pour les protections des membres postérieurs étant de plus en plus strictes on peut s'attendre à voir étendre l'application de certaines d'entre elles aux membres antérieurs, notamment en ce qui concerne la surface intérieure lisse et uniforme ainsi que les systèmes de fermeture. Il est donc important de tenir compte des réglementations en vigueur et d'anticiper leur évolution afin de développer un produit dont l'utilisation en compétition pourra perdurer.

2.1.6 Synthèse

Comme nous l'avons vu dans les parties précédentes, il existe une grande variété de guêtres présentant chacune des spécificités développées dans le but d'apporter une meilleure protection aux membres distaux des chevaux. Paradoxalement, les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles des membres des chevaux sont très peu prises en compte dans les conceptions de ces guêtres dont l'objectif principal est la protection des chocs mécaniques. De plus, les tailles de guêtres sont généralement définies à partir de la hauteur du cheval au garrot et réparties en trois (S, M et L) ou quatre classes (taille 1, taille2, taille 3, taille4) sans prendre en compte l'évolution des différentes structures du membre. Cette étude a pour objectif d'apporter de nouvelles connaissances sur la conformation anatomique des membres du cheval et l'évolution des structures selon les types de chevaux afin de permettre le développement d'une guêtre respectueuse des régions tendineuses et ligamentaires de l'extrémité distale du membre et de leur fonctionnement.

Dans la partie suivante, nous verrons les méthodes mises en place pour effectuer une cartographie de la guêtre en fonction de la projection réelle des différentes structures tendineuses et ligamentaires sous-cutanées. Cette cartographie permettra par la suite le développement de guêtres adaptées aux spécificités de l'extrémité distale du membre du cheval.

2.2 Méthodes développées pour cartographier la région métacarpo-phalangienne

2.2.1 Prises de mesures morphométriques

Une campagne de mesures morphométriques de la région métacarpo-phalangienne a été mise en place en collaboration avec le Dr Vétérinaire Manon HAMEL dont cette étude a constitué le sujet de thèse vétérinaire (Hamel, 2018).

L'objectif de cette campagne de mesure est d'apporter des repères anatomiques de la région métacarpo-phalangienne et leur évolution selon une population représentative de chevaux pratiquant le saut d'obstacle. Ces mesures ont été effectuées en deux étapes : (1) des mesures *in vitro* sur membres isolés ont été effectuées afin de définir les points anatomiques spécifiques à chaque mesure et évaluer l'évolution des dimensions des structures tendineuses et ligamentaires à partir de leur point d'insertion proximal jusqu'à leur point d'insertion distal. Ensuite, (2) des mesures *in vivo* sur une population de 118 chevaux ont été effectuées afin de mesurer l'évolution des différentes structures du membre en fonction de la hauteur du cheval au garrot.

Les mesures effectuées permettront ainsi de concevoir une cartographie des différentes structures anatomiques de la région étudiée pour le développement de guêtres ergonomiques, ainsi que d'évaluer la pertinence des différentes tailles de guêtres utilisées habituellement par les équipementiers, notamment CWD®.

2.2.1.1 Matériel et méthodes

Le protocole de mesure, présenté dans le paragraphe suivant, a été approuvé par le Comité National de Réflexion Ethique sur l'Expérimentation Animale (Anses/ENVA/UPEC n°HE_2017_01). De plus, les propriétaires des chevaux sélectionnés ont tous donné leur accord pour les prises de mesures.

2.2.1.1.1 Mesures *in vitro*

Deux membres thoraciques isolés, sectionnés au-dessus du carpe et provenant de chevaux dont nous ne connaissons pas la hauteur au garrot (M1), ont été utilisés. Ces membres ont permis dans un premier temps de définir les mesures pertinentes pour évaluer les dimensions des différentes structures du membre du cheval. Sur chacun des membres, les mesures M2 à M9 (Figure 10), détaillées ci-dessous, ont été effectuées avant dissection, à l'aide d'un mètre ruban gradué tous les millimètres.

- M2 : la longueur du canon à partir du dessous de la tubérosité de l'os métacarpien IV jusqu'au milieu de la face latérale du boulet
- M3 : le diamètre du canon sous le carpe
- M4 : le diamètre du canon au-dessus du boulet
- M5 : la distance entre les deux boutons métacarpiens (Annexe 1) sur la face palmaire, prise au niveau du bouton métacarpien médial qui est légèrement plus distal que le latéral

- M6 : la circonférence palmaire à partir de la face dorsale de la branche médiale du ligament suspenseur du boulet jusqu'à la face dorsale de la branche médiale de ce ligament suspenseur du boulet. Cette mesure est effectuée au niveau du bouton métacarpien médial
- M7 : la largeur des tendons fléchisseurs superficiel et profond au niveau du bouton métacarpien médial
- M8 : la largeur de la branche latérale du ligament suspenseur du boulet au niveau du bouton métacarpien médial
- M9 : le diamètre du boulet au plus large

Ces points de mesures seront ensuite utilisés *in vivo* (cf. 2.2.1.1.2 Mesure *in vivo*) pour évaluer l'évolution de ces différentes structures sur une population de chevaux de saut d'obstacle en fonction de leur hauteur au garrot au point le plus haut (M1).

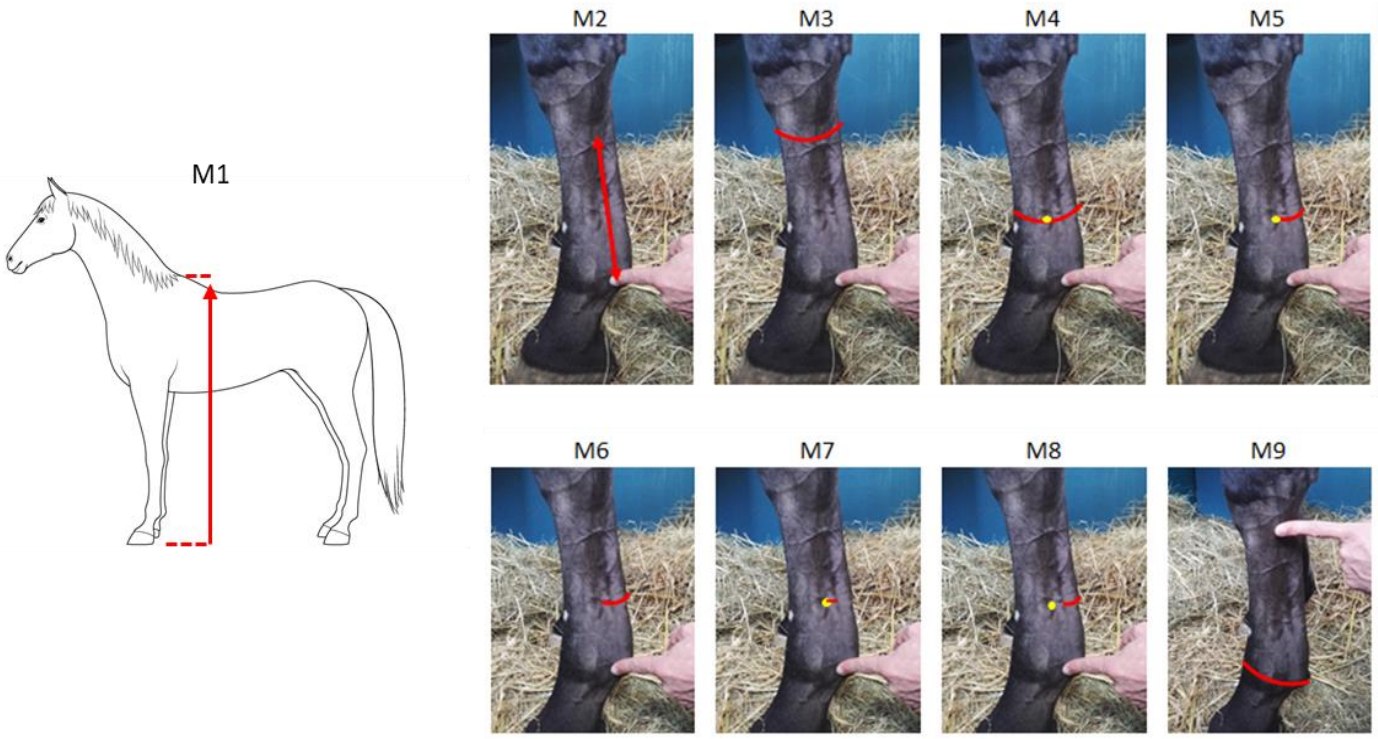


Figure 10: Illustration des points anatomiques mesurés sur une population de chevaux de saut d'obstacle (source personnelle)

Sur ces deux membres isolés, la peau, le tissu conjonctif sous cutané ainsi que les éléments vasculo-nerveux ont ensuite été réséqués afin de conserver uniquement les formations tendineuses et ligamentaires de la région métacarpo-phalangienne. Les mesures M2 à M9 ont de nouveau été relevées puis des prises de mesures complémentaires ont été effectuées. Une première série de mesures a été faite en partant du boulet et en remontant jusqu'au carpe, avec une prise de chacune des mesures définies ci-dessous tous les 1,5 cm (Figure 11).

- D1 : circonférence palmaire à partir de la face dorsale de la branche latérale du ligament suspenseur du boulet jusqu'à la face dorsale de la branche médiale du ligament suspenseur du boulet
- D2 : circonférence palmaire des tendons fléchisseurs
- D3 : largueur de la branche latérale du ligament suspenseur du boulet
- D4 : distance entre la face dorsale de la branche latérale du ligament suspenseur du boulet et l'os métacarpien IV ou l'os métacarpien III selon l'endroit où est faite la mesure
- D5 : distance entre la face palmaire de la branche latérale du ligament suspenseur du boulet et la face dorsale du tendon fléchisseur profond

La conformation anatomique spécifique du membre thoracique ne permet pas la réalisation de certaines des mesures définies précédemment sur toute la longueur du canon.

Une seconde série de mesures a également été effectuée tous les 1,5 cm en descendant sur le paturon, à partir de l'individualisation de la bride du ligament suspenseur du boulet (Figure 11).
Les mesures effectuées sont les suivantes :

- D6 : circonférence palmaire des tendons fléchisseurs
- D7 : largueur de la bride du ligament suspenseur
- D8 : distance entre la face palmaire de la bride latérale du ligament suspenseur du boulet et la face dorsale des tendons fléchisseurs
- D9 : circonférence palmaire mesurée à partir des faces dorsales des deux brides du ligament suspenseur du boulet

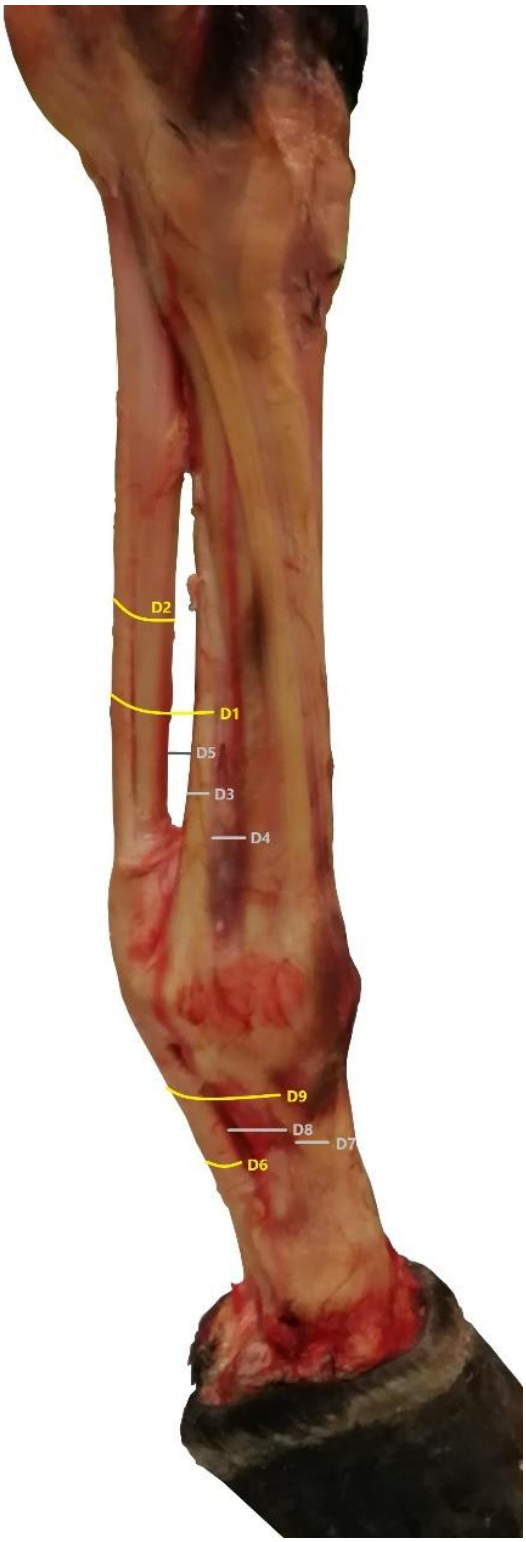


Figure 11 : Illustration des mesures D1 à D9 effectuées sur les membres thoraciques disséqués. Les circonférences sont indiquées en jaune et les largeurs sont indiquées en gris (source personnelle).

2.2.1.1.2 Mesure *in vivo*

2.2.1.1.2.1 Population

Une campagne de mesures a été effectuée sur une population de 118 chevaux pratiquant ou ayant pratiqué la discipline du saut d'obstacle en niveau club, amateur ou professionnel. Ces chevaux ont été sélectionnés dans des écuries ou sur des terrains de concours. Ils étaient tous sains et ne présentaient aucune anomalie visible à l'inspection et à la palpation (suros, épaississement tendineux ou ligamentaire, distension synoviale).

2.2.1.1.2.2 Mesures effectuées

Afin de limiter les biais de mesure, l'ensemble des mesures a été effectué sur le membre thoracique gauche de chaque cheval par le même expérimentateur. Les mesures effectuées ont été définies dans le chapitre précédent (cf. 2.2.1.1.1 Mesures *in vitro*) par l'identification des points anatomiques pertinents pour le développement de guêtres et permettant d'optimiser la répétabilité inter-individuelle (Figure 10). L'ensemble de ces mesures a été réalisé sur sol dur et plat avec le cheval positionné « au carré » de façon à ce que, une fois les membres d'aplombs, les deux membres thoraciques et les deux membres pelviens soient respectivement au même niveau. La prise de mesure M1 a été effectuée à l'aide d'une toise en prenant en compte l'épaisseur des fers lorsque le cheval mesuré en était équipé. Les huit autres mesures ont été effectuées à l'aide d'un mètre ruban gradué tous les millimètres. Les mesures ont été effectuée dans le même ordre (de M1 à M9) pour l'ensemble des chevaux, suite à un repérage des points anatomiques par palpation.

Les 118 chevaux ayant participé à l'étude ont été ensuite répartis en 4 catégories de taille, correspondant aux catégories utilisées par les équipementiers pour le développement des tailles de guêtres, de la façon suivante :

- Les poneys regroupant les individus ayant une hauteur au garrot inférieure ou égale à 148 cm (N = 10)
- Les petits chevaux regroupant les individus d'une hauteur au garrot comprise entre 149 cm et 164 cm (N = 27)
- Les chevaux moyens regroupant les individus d'une hauteur au garrot comprise en 165 cm et 174 cm (N = 67)
- Les grands chevaux regroupant les individus d'une hauteur au garrot supérieure ou égale à 175 cm (N = 14)

2.2.1.1.2.3 Analyse statistique

Afin d'évaluer la répétabilité des mesures effectuées, 21 chevaux de la population totale ont été mesurés à trois jours d'intervalle, par le même expérimentateur, selon le protocole de mesure présenté précédemment. Le coefficient de concordance de Lin a ensuite été calculé sur les données de mesures. Le coefficient de concordance de Lin permet de quantifier la concordance entre deux séries de mesures quantitatives (Lin, 1989 ; Barnhart et al., 2002). Il prend des valeurs allant de -1 à +1, où -1 correspond à une discordance parfaite, 0 à une concordance nulle et +1 à une concordance parfaite. Le coefficient de Lin se calcule avec la formule suivante (Equation 1) :

$$CC_{Lin} = \frac{2.Covar_{1,2}}{s_1^2+s_2^2+(m_1-m_2)^2} \quad (1)$$

Avec : $Covar_{1,2}$ la valeur de la covariance du caractère mesuré entre les séries de mesures n°1 et n°2, s^2_1 et s^2_2 respectivement les variances du caractère mesuré dans les séries n°1 et n°2, et m_1 et m_2 les moyennes respectives du caractère mesuré dans les séries n°1 et n°2.

Sur la population totale mesurée (118 chevaux), nous avons utilisé le coefficient de corrélation Pearson afin d'évaluer la relation entre les différentes mesures effectuées. Ce coefficient a pour objectif de détecter la présence d'une relation linéaire entre les variables mesurées et prendra une valeur comprise entre -1 et +1, où -1 correspond à une forte relation linéaire négative, 0 correspond à une absence de relation linéaire et +1 correspond à une forte relation linéaire positive entre les variables mesurées. Le coefficient de corrélation de Pearson se calcule avec la formule suivant (Equation 2) :

$$r_{A,B} = \frac{Cov(A,B)}{\sigma_A \times \sigma_B} \quad (2)$$

Avec : $Cov(A,B)$ la covariance des variables A et B, et σ_A et σ_B les écart-types des variables A et B.

2.2.1.2 Résultats

2.2.1.2.1 Résultats *in vitro*

Ce paragraphe présente les résultats obtenus à partir des dissections effectuées sur deux membres isolés. En plus de la définition des points de mesures morphométriques utilisés ensuite sur une population de chevaux de saut d'obstacle, ces dissections ont permis d'évaluer l'évolution proximo-distale des différentes structures qui constituent le membre.

Le nombre restreint de membres thoraciques disséqués ne permet pas une approche statistique des mesures effectuées. Néanmoins, les mesures réalisées sur les deux membres et répétées sur toute leur longueur donne des indications sur l'évolution proximo-distale des structures tendineuses et ligamentaires. Par exemple, l'étude de l'évolution de la mesure de la largeur de la branche latérale du ligament suspenseur du boulet (D3) permet de déterminer des facteurs multiplicateurs applicables aux mesures morphométriques effectuées sur une plus large population de chevaux (cf. 2.2.1.1.2 Mesure *in vivo*). Ces données sont jugées confidentielles par l'entreprise LIM France, nous nous limiterons donc à la présentation d'un exemple dans ce mémoire.

Pour cet exemple, nous allons nous intéresser aux mesures D3 effectuées sur les deux membres (L1 et L2) au niveau des boutons métacarpiens (mesures identiques à celle effectuées sur les 118 chevaux lors de l'étude morphométrique), appelées $D3_A$, et ces mêmes mesures effectuées au-dessus des os sésamoïdes proximaux (Annexe 1), appelées $D3_B$. On obtient pour le premier membre L1 : $D3_A$ = 1.1 cm et $D3_B$ = 2,0 cm ; pour le deuxième membre L2 : $D3_A$ = 1.2 cm et $D3_B$ = 2.2 cm. Ces mesures nous permettent de calculer un premier facteur multiplicateur f_1 (Equation 3) permettant d'estimer les variations de la largeur de la branche latérale du ligament suspenseur en région supra sésamoïdienne.

$$f_1 = \frac{D3_B}{D3_A} \qquad (3)$$

Ainsi, f_1 = 1.8 à partir des mesures $D3_A$ et $D3_B$ effectuées sur les membres L1 et L2.

La détermination de facteurs multiplicateurs, tel que celui présenté ci-dessus, permet de négliger le fait que contrairement aux mesures réalisées sur une population de chevaux de saut d'obstacles (cf. 2.2.1 Prises de mesures morphométriques) les mesures effectuées lors des dissections sont faites sans la peau et les poils. Une démarche similaire est réalisable à partir des autres mesures effectuées sur les membres L1 et L2 afin de fournir une estimation de l'évolution proximo-distale des différentes structures tendineuses et ligamentaire à partir des mesures effectuées dans la section suivante (cf. 2.2.1.2.2 Résultats *in vivo*).

2.2.1.2.2 Résultats *in vivo*

Les points de mesures morphométriques définis sur membres isolés ont ensuite été utilisés sur une population de chevaux de saut d'obstacle.

La répétabilité des mesures effectuées a été évaluée sur 21 chevaux pour l'ensemble des mesures par le calcul du coefficient de concordance de Lin. Les mesures de la hauteur au garrot (M1) ont montré une concordance parfaite. Les valeurs du coefficient de Lin pour l'ensemble des autres mesures effectuées (M2 à M9) sont comprises entre 0.81 et 0.95 traduisant une répétabilité acceptable pour notre étude (Annexe 2).

Les mesures effectuées sur l'ensemble des 118 chevaux sont jugés confidentielles par l'entreprise LIM France et ne pourront par conséquent pas être présentées dans ce mémoire. Nous nous limiterons donc à la présentation des résultats issus de la matrice de corrélation de Pearson permettant de tester l'association entre chaque variable mesurée (Tableau 1).

Variables	M1 Hauteur au garrot	M2 Longueur du canon	M3 Diamètre du canon sous carpe	M4 Diamètre du canon au dessus du boulet	M5 Distance entre les boutons métacarpiens	M6 Distance entre les branches du suspenseur	M7 Largeur des fléchisseurs	M8 Largeur branche latérale suspenseur	M9 Diamètre du boulet
M1 Hauteur au garrot	1	0,813	0,810	0,739	0,624	0,626	0,543	0,391	0,821
M2 Longueur du canon	0,813	1	0,672	0,628	0,509	0,550	0,424	0,419	0,685
M3 Diamètre du canon sous carpe	0,810	0,672	1	0,858	0,765	0,737	0,629	0,346	0,892
M4 Diamètre du canon au dessus du boulet	0,739	0,628	0,858	1	0,794	0,776	0,663	0,406	0,907
M5 Distance entre les boutons métacarpiens	0,624	0,509	0,765	0,794	1	0,813	0,663	0,320	0,776
M6 Distance entre les branches du suspenseur	0,626	0,550	0,737	0,776	0,813	1	0,707	0,382	0,757
M7 Largeur des fléchisseurs	0,543	0,424	0,629	0,663	0,663	0,707	1	0,301	0,652
M8 Largeur branche latérale suspenseur	0,391	0,419	0,346	0,406	0,320	0,382	0,301	1	0,448
M9 Diamètre du boulet	0,821	0,685	0,892	0,907	0,776	0,757	0,652	0,448	1

Tableau 1: Matrice de corrélation de Pearson appliquée aux mesures effectuées sur la population de chevaux de saut d'obstacle. Les couleurs définissent une corrélation plus ou moins forte entre les variables mesurées selon les règles définies par *Hinkle et al* (*2002*) (Annexe 2).

L'interprétation de cette matrice est effectuée selon les règles définies par Hinkle et al. (2002) (Annexe 3). Les corrélations obtenues pour chacune des mesures effectuées sont exclusivement positives. Les coefficients de corrélation de Pearson obtenus pour les mesures de la hauteur du garrot (M1) et la longueur du canon (M2) montre une corrélation forte de 0.813. Il en est de même pour les différentes mesures du diamètre du membre (diamètre du canon sous le carpe (M3), diamètre du canon au-dessus du boulet (M4), diamètre du boulet (M9)) qui présentent des valeurs de corrélation comprises entre 0.739 et 0.821 avec la hauteur du garrot (M1).

La largeur de la branche latérale du suspenseur (M8) présente quant à elle une corrélation faible avec chacune des autres mesures effectuées avec des valeurs de corrélation comprises entre 0.301 et 0.448. Hormis la hauteur au garrot (M1) et la largeur des branches latérales du suspenseur (M8), les autres mesures présentent des corrélations modérées à fortes entre-elles, mis à part la largeur des fléchisseurs et la longueur du canon qui ont une corrélation faible (0.424).

2.2.1.3 Conclusion

Les mesures effectuées sur la population de 118 chevaux ont permis d'observer une forte corrélation entre la hauteur au garrot et les dimensions du canon, aussi bien pour sa longueur que pour son diamètre. Le développement des différentes tailles de guêtre selon la hauteur au garrot est donc pertinent. Néanmoins, lorsque l'on s'intéresse aux différentes structures composant l'extrémité distale du membre du cheval, on observe que l'évolution des structures tendineuses et ligamentaires ont une corrélation beaucoup plus faible avec la hauteur au garrot que les composants osseux, notamment la largeur de la branche du suspenseur qui présente des valeurs de corrélation faible avec l'ensemble des autres mesures effectuées. Le développement spécifique d'une guêtre ergonomique ayant pour objectif, en plus de la protection mécanique, d'apporter du soutien au système tendineux et ligamentaire, devra donc prendre en compte ces différences afin de s'adapter à plusieurs morphotypes de chevaux.

La méthode de mesure au mètre ruban a une précision au millimètre, jugée suffisante pour une exploitation des résultats au développement de produits. De plus, l'étude de la répétabilité des mesures effectuées par un unique expérimentateur a démontré une répétabilité acceptable pour notre étude.

Cette étude comporte néanmoins d'autres limites. La population sélectionnée regroupe des chevaux sains pratiquant tous du saut d'obstacle, discipline ciblée pour le développement de guêtres ergonomiques. Cependant, cette population ne représente pas toutes les races de chevaux pratiquant le saut d'obstacle et regroupe une majorité de chevaux de race selle français (73%). Nous n'avons donc pas pu évaluer l'influence de la race sur le dimensionnement des structures de l'extrémité distale du membre. Une étude de Lindner et Köster (2014) a démontré des variations dans les aires de sections des tendons fléchisseurs superficiels et profonds en fonction de la race. Néanmoins, dans les races étudiées (Trotteur Américain, Pur-sang Anglais, Quarter Horse, Cheval de sport Allemand) le cheval de sport allemand correspond plus au morphotype du cheval de saut d'obstacle, les autres races étant plus adaptées à d'autres pratiques. L'âge des individus n'a pas non plus été pris en compte dans notre étude morphométrique. L'étude de Lindner et Köster (2014) a également démontré des variations des aires de sections des tendons fléchisseurs chez les chevaux de selle Allemands entre 2 et 3 ans mais pas de variation significative entre les chevaux de 3 ans et les individus plus âgés. Dans l'hypothèse où les autres races constituants notre population suivent le même modèle, l'âge ne devrait pas avoir d'effet significatif sur nos mesures. Une autre étude de Birch et al. (1999) a démontré une augmentation de la section du tendon fléchisseur profond suite à un entrainement intensif de plusieurs

mois sur tapis roulant. La prise en compte du niveau sportif et de l'intensité de travail pourrait donc être un paramètre intéressant à étudier pour compléter notre étude.

Malgré les limites énoncées ci-dessus, les mesures effectuées apportent des informations pertinentes sur le dimensionnement des différentes structures de l'extrémité distale du membre et leur rapport plus ou moins marqué avec la hauteur au garrot. De plus, les mesures effectuées sur membres disséqués ont permis de définir des facteurs pour estimer l'évolution proximo-distale des dimensions des structures tendineuses et ligamentaires à partir des mesures effectuées au niveau des boutons métacarpiens. Ainsi, l'ensemble des mesures réalisées *in vitro* et *in vivo* permettent l'élaboration d'une cartographie précise de la région métacarpo-phalangienne.

2.2.1.4 Discussion et perspectives

Les prises de mesures morphométriques sur une population de 118 chevaux ont permis de vérifier la pertinence du choix de la hauteur au garrot pour la détermination de la taille des guêtres. Ces mesures ont également permis de démontrer que, contrairement au canon dont les dimensions (longueur et circonférence) ont une corrélation forte avec la hauteur au garrot, les différentes structures tendineuses et ligamentaires qui constituent la partie distale du membre présentent une corrélation moins marquée avec la hauteur au garrot, notamment les branches du ligament suspenseur du boulet. Une approche complémentaire basée sur la dissection de membres thoraciques isolés a permis de définir des méthodes d'estimation de l'évolution proximo-distale des structures tendineuses et ligamentaires, transposables aux mesures effectuées sur chevaux de saut d'obstacle. Ainsi, le regroupement des résultats de ces deux approches complémentaires a permis de définir une cartographie de la partie distale du membre thoracique du cheval de sport afin de développer une guêtre ergonomique. Les résultats de ce travail étant jugés confidentiels par l'entreprise, leur présentation se limitera aux résultats énoncés dans les parties précédentes.

Ce travail porte exclusivement sur des mesures effectuées en statique. Or, les tendons et ligaments du membre thoracique fonctionnent comme un système masse-ressort au cours de la locomotion (Back et al., 1995). La tension appliquée sur ces structures lors de la phase d'appui va permettre d'accumuler de l'énergie qui sera ensuite libérée plus tard dans la foulée (Biewener et al., 1998 ; Crevier-Denoix et al., 2005). Ces successions de tension et relâchement au cours de la foulée vont induire des variations de volume de chaque structure tendineuse et ligamentaire. L'analyse de ses changements de volume constitue une perspective intéressante à ce travail afin d'apporter des connaissances complémentaires permettant d'optimiser l'adaptation de la guêtre à la biomécanique du membre en mouvement. Pour ce faire, des sessions de mesures ont été réalisées à l'aide d'un système de motion capture et une nappe de marqueurs cinématiques positionnée sur la surface palmaire du membre thoracique distal

du cheval (Annexe 4). Le développement de méthodes d'analyse des données enregistrées reste à ce jour à poursuivre.

Les résultats des mesures morphométriques réalisées dans le cadre de cette thèse nous ont permis de développer un prototype innovant de guêtre ergonomique par le sellier CWD®. Au cours de ces dernières années, CWD® s'est lancée dans le développement d'équipements connectés afin d'apporter des outils de suivi de paramètres locomoteurs et physiologiques du cheval aux cavaliers et entraineurs. L'engouement pour la selle *iJump®* permettant l'analyse de paramètres locomoteurs du cheval à l'obstacle a permis à CWD® le lancement d'un second outil connecté, la sangle *iPulse® by Arioneo®* (Arioneo, Mont-près-Chambord, France) permettant d'aborder l'aspect physiologique par le suivi de la fréquence cardiaque du cheval à l'effort. En complément, le sellier CWD® souhaite développer une version connectée de la guêtre ergonomique permettant le suivi de paramètres locomoteurs de membres du cheval.

La suite de ce mémoire portera donc sur les méthodes développées pour la détection de paramètres temporels et cinématiques propres au fonctionnement du membre thoracique du cheval pour l'instrumentation de la guêtre ergonomique.

Chapitre 3

Détermination des phases d'appui au moyen d'IMUs

3 Détermination des phases d'appui au moyen d'IMUs (paramètres spatio-temporels)

L'instrumentation de la guêtre pour l'analyse de la locomotion du cheval nécessite le développement de méthodes spécifiques à partir d'un ou plusieurs capteurs intégrés dans la guêtre. Le choix du système de mesure a porté principalement sur l'analyse des différents travaux en relation avec l'analyse de la locomotion du cheval et les avancées technologiques qui en ont découlé. Ce chapitre portera donc sur un état de l'art de l'analyse de la locomotion des membres du cheval (3.1 Etat de l'art). Il présentera ensuite les méthodes développées pour la mesure de paramètres spatio-temporels (3.2 Matériels et méthodes) ainsi que les résultats de chacune d'elles (3.3 Résultats). Ensuite, une discussion des méthodes développées (3.4 Discussion) et une conclusion (3.5 Conclusion et perspectives) permettra d'envisager leur application à l'analyse de la locomotion du cheval.

3.1 Etat de l'art

L'analyse de la locomotion est un point essentiel pour le suivi de l'intégrité physique du cheval de sport (Barrey, 1999). Au cours de la locomotion, l'extrémité distale du membre du cheval fonctionne comme un système masse-ressort qui va stocker de l'énergie au cours de la phase d'amortissement, lorsque le sabot est au sol, et la restituer au cours de la phase de propulsion (Wilson et al., 2003). Les structures anatomiques des membres du cheval sont par conséquent soumis à de fortes contraintes mécaniques au cours de la locomotion (Biewener et al., 1983). De plus, ces contraintes mécaniques peuvent être amplifiées par la nature du sol (Crevier-Denoix et al., 2013) ou le mouvement effectué (Murray et al., 2006), comme par exemple lors de la réception d'un saut (Meershoek et al., 2010). Ces contraintes mécaniques répétées au cours de l'exercice sportif peuvent entrainer l'apparition de microlésions pouvant conduire à terme à l'apparition de boiterie (Singer et al., 2008). Dans les pires cas, cela entraine des coûts vétérinaires importants ainsi qu'une période de convalescence plus ou moins longue pour le cheval. Cliniquement, la phase d'appui a donc un rôle plus important dans la pathogénèse de la blessure que la phase de soutien (Thomason & Peterson, 2008) et son analyse est dès lors importante pour la détection d'une éventuelle dégradation de la locomotion du cheval.

Les mouvements de la tête et du bassin sont les critères d'observation les plus communs dans l'analyse de la locomotion pour la localisation de la boiterie chez le cheval (Buchner et al., 1996 ; Kramer et al., 2000 ; Keegan et al., 2001). Ces mouvements nécessitent d'être analysés conjointement avec la détection précise des phases d'appui des membres droits et gauches. Cette étude constitue une étape préliminaire au développement d'un outil embarqué pour la détection de la dégradation de la locomotion du cheval. Pour cela, un équipement facile à utiliser est nécessaire pour permettre son utilisation en condition réelle. Les guêtres sont un équipement couramment utilisé pour la protection des extrémités distales des membres des chevaux (cf. 2.1.3 Dispositifs de protection de la région

métacarpo-phalangienne), nous avons donc choisi d'explorer la possibilité de mesurer des évènements de la foulée au niveau de celles-ci.

La détection d'événements de marche chez l'homme, basée sur des données issues de capteurs inertiels (IMUs) est un domaine de recherche actif ces dernières années (Nguyen et al., 2020 ; Sahoo et al., 2020). Plusieurs méthodes ont été proposées à partir des données accélérométriques (Tumkur et al., 2012 ; Anwary et al., 2018) ou gyroscopiques (Salarian et al., 2004 ; Anwary et al., 2018) basée sur le seuillage (Doheny et al., 2010) ou l'identification de pattern de signaux (Caramia et al., 2019). Néanmoins, chaque méthode présente des avantages et des limites et une comparaison directe aiderait à définir leurs applications éclairées. La locomotion du cheval est très différente de la locomotion humaine (cf. 2.1.2 Anatomie fonctionnelle), l'utilisation des IMUs pour l'analyse de la locomotion du cheval nécessite donc le développement de méthodes spécifiques.

La détection d'événements spatio-temporels, comme par exemple les moments de posé du sabot au sol (*Foot on*) et de décollement du sabot en fin d'appui (*Foot off*), est une étape essentielle pour le prétraitement des données de façon à segmenter les données pour le calcul des paramètres locomoteurs. Cette étape est la clé de voûte de l'analyse de la locomotion du cheval (Drevemo et al., 1980), notamment pour la détection future de boiteries (Olsen et al., 2012). Différentes méthodes ont été explorées pour détecter ces évènements à partir de plateformes de force (Merkens & Schamhardt, 1994 ; Hodson et al., 2000 ; Witte, 2004) ou d'enregistrements cinématiques (Galisteo et al., 2010 ; Boye et al., 2014 ; Starke & Clayton, 2015). Dans des conditions de laboratoire, ces méthodes sont fiables mais nécessitent des équipements spécifiques très coûteux tels que des plateformes de force ou des systèmes complets de capture du mouvement (MOCAP). De nouvelles méthodes, basées sur l'utilisation d'IMUs, permettent des enregistrements embarqués de la locomotion du cheval ainsi que des enregistrements dans les environnements habituels de travail du cheval.

Les IMUs enregistrent des accélérations ainsi que des vitesses de rotation, une étape de traitement du signal est alors nécessaire afin de déterminer les évènements temporels spécifiques de la locomotion du cheval. Les méthodes de traitement du signal, basées sur l'utilisation couplée de plusieurs IMUs sur le cheval, ont été le sujet de plusieurs études (Moorman et al., 2012 ; Olsen et al., 2012 ; Pfau et al., 2013 ; Bosch et al., 2018). Ces études ont fourni des méthodes pour la détection précise des événements de foulée à partir de l'utilisation combinée d'IMUs positionnés sur le tronc et les extrémités distales des membres du cheval (Olsen et al., 2012). L'utilisation combinée de huit IMUs positionnées sur des points anatomiques spécifiques ont permis l'analyse de plusieurs paramètres locomoteurs importants pour l'analyse de la locomotion et la quantification de boiteries (Bosch et al., 2018). D'autres études ont développé des méthodes d'analyse de la locomotion à partir d'un seul capteur, avec, par exemple, l'utilisation d'un modèle géométrique pour estimer les mouvements du tuber coxae à partir d'un IMU positionné sur le sacrum (Pfau et al., 2013) ou l'utilisation d'un

accéléromètre positionné sur le sabot (Moorman et al., 2012 ; Tijssen et al., 2020). L'étude de Moorman et al. (2012) montre des artéfacts dans les mesures de l'impact du sabot au sol ce qui limite son utilisation pour l'évaluation précise de la locomotion du cheval. Quelques études se sont focalisées sur le développement de méthodes d'analyse de la locomotion à partir d'un IMU positionné uniquement sur la partie distale du membre du cheval (Cruz et al., 2017 ; Bragança et al., 2017). La première étude (Cruz et al., 2017) est basée sur l'analyse de la symétrie de l'allure à chaque cycle de foulée mais ne détecte pas les évènements précis qui délimitent la phase d'appui. La seconde étude (Brangança et al., 2017) évalue la performance de quatre méthodes de détection des deux évènements qui délimitent la phase d'appui, appelés *Foot on* et *Foot off*. Malgré les performances encourageantes de cette étude, l'explication des méthodes développées n'est pas entièrement détaillée.

L'objectif de notre étude est d'explorer différentes méthodes de détection des *Foot on* et *Foot off* de façon à améliorer la précision des mesures embarquées des évènements de foulée. Quatre méthodes ont été développées à partir des signaux d'un IMU positionné sur la partie distale d'un des membres antérieurs et comparées en utilisant un système de capture du mouvement de référence pour évaluer la précision de chacune des méthodes développées.

3.2 Matériels et méthodes

3.2.1 Chevaux

Huit chevaux trotteurs sains (4 hongres et 4 juments, tailles 162±3 cm (moyenne ± écart-type)), appartenant au « Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines » (CIRALE), ont été utilisés pour cette étude. Précédemment aux expérimentations, le protocole a été examiné et approuvé par le comité d'éthique sur l'expérimentation animale dédié (Comité National de Réflexion Ethique sur l'Expérimentation Animale, Anses/ENVA/UPEC n°HE_2017_01).

3.2.2 Acquisition de données

L'acquisition des données a été effectuée à partir de sessions de capture du mouvement avec un système optoélectronique composé de marqueurs passifs et des IMUs (Figure 12). La capture du mouvement a été utilisée pour tracker le mouvement cinématique des membres à partir des déplacements 3D de marqueurs anatomiques et de clusters de marqueurs. Dix-huit caméras VICON (Vicon T160, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK), avec une résolution de 4704x1728 et une fréquence d'échantillonnage de 200Hz, ont été disposées de part et d'autre d'un tapis roulant haute vitesse (Protrainer, Hippocenter, Saint-Paul du Verney, France) (Figure 13). Huit chevaux ont été équipés avec 10 marqueurs réfléchissants d'un rayon de 5 mm et 10 mm (seulement les deux marqueurs positionnés au centre de chaque IMU) sur leur membre antérieur droit et leur garrot. Le choix de la taille des

marqueurs résulte d'un compromis entre déterminer la plus petite taille possible permettant la détection et le tracking, et limiter les risques de chute liés aux fortes accélérations du membre lors de la locomotion. Deux IMUs (ProMove-mini, Inertia Technology BV, Enschede, The Netherlands) avec un intervalle de mesure de 16g, 2000°/s, 16 bits, et une fréquence d'échantillonnage de 500 Hz, ont également été positionnés sur chaque cheval. Le premier IMU a été positionné sur la partie distale du membre antérieur droit du cheval, au centre de la face dorsale de l'os métacarpien III. Le second IMU, utilisé pour la synchronisation des deux systèmes de mesure, a été positionné sur le garrot. Le positionnement de l'IMU sur l'extrémité distale du membre a été fait de façon à aligner l'axe Y du gyroscope avec l'axe transverse de l'os métacarpien III (appelé aussi Canon). L'enregistrement des deux IMUs est contrôlé par un boitier d'acquisition (Inertia Gateway, Inertia Technology BV, Enschede, The Netherlands) qui assure la synchronisation entre les capteurs (offset < 100 ns). Chaque cheval a effectué trois passages au trot sur tapis roulant à une vitesse de 4 ms/s, vitesse courante à laquelle le cheval est observé au cours des examens cliniques (Robert et al., 2000 ; Robert et al., 2002). Au minimum 25 foulées ont été enregistrées à vitesse stabilisée lors de chaque passage. Pour synchroniser le système optoélectronique à marqueurs passifs avec le système d'IMUs, un marqueur supplémentaire a été utilisé pour effectuer des frappes sur le marqueur fixé au centre de l'IMU positionné sur le garrot du cheval au début et à la fin de chaque passage.

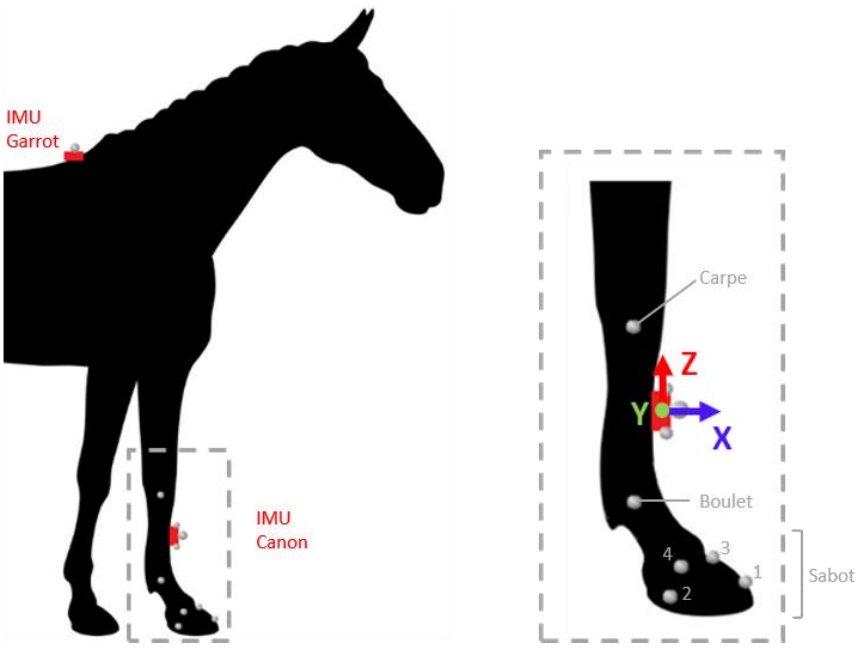


Figure 12 : Positionnement des deux IMUs (représentés en rouge) et des marqueurs cinématiques sur les points suivants : six sur les points anatomiques (articulation du carpe, articulation métacarpo-phalangienne (boulet), sabot (1 : pince, 2 : talon, 3 : face dorsale de la couronne, 4 : face latérale de la couronne)), un au centre de l'IMU positionné sur le garrot, et trois sur l'IMU positionné sur le canon (au centre et sur les deux extrémités latérales haute et basse). Un marqueur additionnel a été utilisé pour les frappes de synchronisation sur le marqueur du garrot.

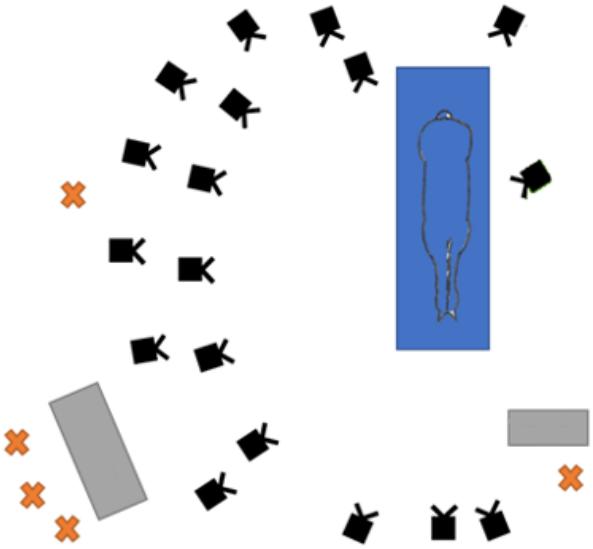


Figure 13: Positionnement des caméras Vicon (représentées en noir) autour du tapis roulant (représenté en bleu) pour l'enregistrement de la locomotion des membres du côtés droit du cheval. Les croix orange représentent la position des différents expérimentateurs et leurs tables de contrôles (ordinateurs avec les logiciels pour la MOCAP et les IMUs, et la table de contrôle du tapis roulant) sont représentées en gris.

3.2.3 Traitement des données

Le traitement des données inclut 5 étapes : (1) l'organisation des données brutes, (2) la synchronisation entre les données issues du système optoélectronique et des IMUs, (3) le traitement des données issues du système optoélectronique, (4) le traitement des données issues des IMUs, et (5) l'analyse statistique.

Premièrement, les données de chaque système de capture du mouvement sont organisées. A partir du système MOCAP, les coordonnées 3D de chaque marqueur, appelées données MOCAP, ont été calculées par le logiciel dédié (Nexus 2.8.0, Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK). À partir des IMUs, les accélérations et les vitesses de rotation 3D, nommées données IMUs, ont été extraites du logiciel dédié (InertiaStudio, Inertia Technology BV, Enschede, The Netherlands). Les données MOCAP et IMUs sont ensuite traitées à partir du logiciel de programmation Matlab (Matlab R2019b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Deuxièmement, les fréquences d'échantillonnage des données MOCAP et IMUs sont uniformisées à 500Hz en utilisant une fonction d'interpolation dérivative continue. Une fois que les fréquences d'échantillonnage sont standardisées, un processus de synchronisation des données des deux systèmes, MOCAP et IMUs, est effectué. Les pics correspondants aux frappes de synchronisation effectuées en début et fin de chaque enregistrement sont détectés à partir des données issues de l'IMU positionné sur le garrot et du marqueur cinématique fixé au centre de cet IMU. Les données sont

ensuite recoupées de façon à conserver uniquement les données comprises entre ces deux pics sur chacun des systèmes. Un calcul de corrélation est ensuite effectué à partir de la position verticale du garrot mesurée par les données cinématiques ainsi que les données de l'IMU afin de s'assurer que les deux systèmes soient bien synchronisés. La valeur moyenne de corrélation pour chaque passage effectué par les huit chevaux est de 0.84 ± 0.09.

Troisièmement, les paramètres de locomotion calculés à partir des données MOCAP ont été utilisés pour définir le début et la fin de la phase d'appui pour chaque foulée enregistrée (cf. 2.1.2.2.1 Phase d'appui). Ces évènements, appelés respectivement MOCAPFootOn(i) et MOCAPFootOff(i) du i-ème cycle de foulée, ont été calculés en utilisant la méthode validée par Merkens et Schamhardt (1994), avec i égal à 1 jusqu'à n et n>25. La durée de foulée, appelée MOCAPStrideDuration(i) (Equation 4) et la durée de phase d'appui, appelée MOCAPStanceDuration(i) (Equation 5), du i-ème cycle de foulée ont été calculées à partir des évènements MOCAPFootOn(i) et MOCAPFootOff(i).

$$\text{MOCAPStrideDuration}(i) = \text{MOCAPFootOn}(i+1) - \text{MOCAPFootOn}(i) \quad (4)$$

$$\text{MOCAPStanceDuration}(i) = \text{MOCAPFootOff}(i) - \text{MOCAPFootOn}(i) \quad (5)$$

La quatrième étape consiste au traitement des données IMUs et inclut deux sous-étapes. La première consiste au fenêtrage des données IMUs. Pour ce faire, le signal de l'axe Y du gyroscope est filtré (utilisation d'un filtre Butterworth d'ordre 2, passe-bas, avec une fréquence de coupure de 20 Hz), puis chaque pic maximum est identifié sur ce signal filtré (Figure 14). L'utilisation de ce filtre a facilité l'identification du pattern du cycle de foulée et nous avons remarqué que la fréquence de foulée moyenne pour tous les chevaux participant à l'expérience à 4 m/s est inférieure à 10 Hz. Ensuite, une fenêtre de traitement a été déterminée entre deux pics consécutifs. Chaque fenêtre de traitement comprend les données d'un cycle de foulée unique. Ainsi, n fenêtres ont été identifiées et la i-ème a été nommée ImuWindow (i).

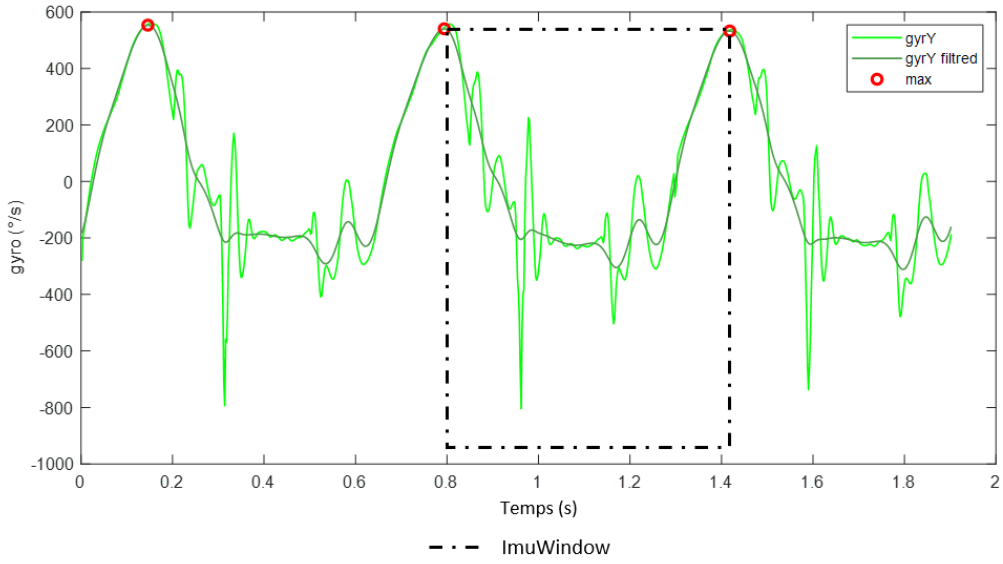


Figure 14 : Représentation du signal issu de l'axe Y du gyroscope et de son signal filtré utilisé pour la pré-segmentation des fenêtres de traitement. Sur cette figure, la *i*-ème ImuWindow est représentée en ligne pointillée. Elle est précédée par la (*i*-1)-ème ImuWindows délimitée par les deux premiers points maximums représentés en rouge.

La deuxième sous-étape consiste à détecter les évènements de *Foot on* et *Foot off* à partir des données des IMUs par quatre méthodes différentes. Ces évènements identifiés avec chacune des méthodes seront ensuite comparés à ceux détectés à partir des données de la MOCAP de façon à évaluer leur précision (Figure 15a).

Méthode A : dans la fenêtre de traitement ImuWindow(i), le premier pic minimum sur le signal du gyroscope sur l'axe Y a été identifié. Cet évènement correspond au *Foot on*, labellisé ImuFootOn_A(i). Ensuite, le *Foot off*, labellisé ImuFootOff_A(i), a ensuite été identifié comme le pic précédent l'avant dernier pic minimum, détecté avec un seuil de 20% de la valeur minimum du signal du gyroscope sur l'axe Y dans la fenêtre de traitement (Figure 15b).

Méthode B : dans la fenêtre de traitement ImuWindow(i), sur l'axe Z de l'accéléromètre, le *Foot on* labellisé ImuFootOn_B(i) a été identifié par la détection du pic minimum précédant le premier pic max (Figure 15c). Pour la détection de la fin de la phase d'appui, le jerk (dérivée par rapport au temps) de l'accélération sur l'axe X a été calculé. Cette étape détecte le « plateau » correspondant à l'accélération de faible amplitude de l'IMU pendant la phase d'appui. La fin de la phase d'appui a alors été identifiée comme le pic minimum sur l'accélération X suivant la fin du plateau. Ce pic minimum correspondant au *Foot off* a été labellisé ImuFootOff_B(i) (Figure 15d).

Méthode C : La détection du *Foot on* a été effectuée par une analyse en ondelette discrète (DWT) de l'axe Y du signal gyroscopique, réalisée en utilisant une ondelette mère de type Coiflet du quatrième ordre et cinq niveaux de décomposition (coif 4 niveau 5) (Mallat, 1989). Le pic d'intérêt,

correspondant au premier pic minimum dans chaque ImuWindow(*i*), a ensuite été recherché sur le signal reconstruit en ondelettes. Ensuite, sur le signal du gyroscope sur l'axe Y, le pic minimum, le plus proche du pic d'intérêt détecté sur le signal reconstruit en ondelettes, a été détecté. Ce pic correspondant au *Foot on* a été appelé ImuFootOn_C(*i*). Le *Foot off* a été identifié comme étant le pic précédant l'avant-dernier pic minimum, détecté avec un seuil de 20% de la valeur minimum du signal du gyroscope sur l'axe Y, dans la fenêtre de traitement. Le Foot off a été labellisé ImuFootOff_C(*i*) (Figure 15b).

Méthode D : Une analyse en ondelette discrète (coif 3 niveau 5) du signal accélérométrique sur l'axe Z a été réalisée pour la détection du *Foot on*. Dans chaque ImuWindow(*i*), le pic minimum sur le signal reconstruit a été repéré. Puis, sur l'axe Z du signal accélérométrique, le pic maximum précédant le pic minimum repéré sur le signal reconstruit en ondelettes a été détecté. Le *Foot on* correspondant au pic minimum précédant le premier pic maximum sur le signal accélérométrique Z a été labellisé ImuFootOn_D(*i*) (Figure 15c). Une analyse en ondelette discrète (coif 3 niveau 5) a été réalisée sur l'axe X du signal accélérométrique pour la détection du *Foot off*. Dans chaque ImuWindow(*i*), le pic d'intérêt correspondant à la fin de la phase d'appui a été détecté sur le signal reconstruit en ondelettes en valeur absolue. Puis, sur l'axe X du signal accélérométrique, le pic minimum, le plus proche du pic d'intérêt repéré sur le signal reconstruit en ondelettes, a été détecté. Ce pic minimum a été labellisé ImuFootOff_D(*i*) (Figure 15d).

La justification de l'utilisation de la reconstruction en ondelettes est due à sa capacité à effectuer une analyse orientée sur le pattern du signal (Jobert et al., 1994). Dans les méthodes C et D, la sélection du type d'ondelettes mères « Coiflets » est effectuée par un processus de ressemblance de pattern (Pang et al., 2020).

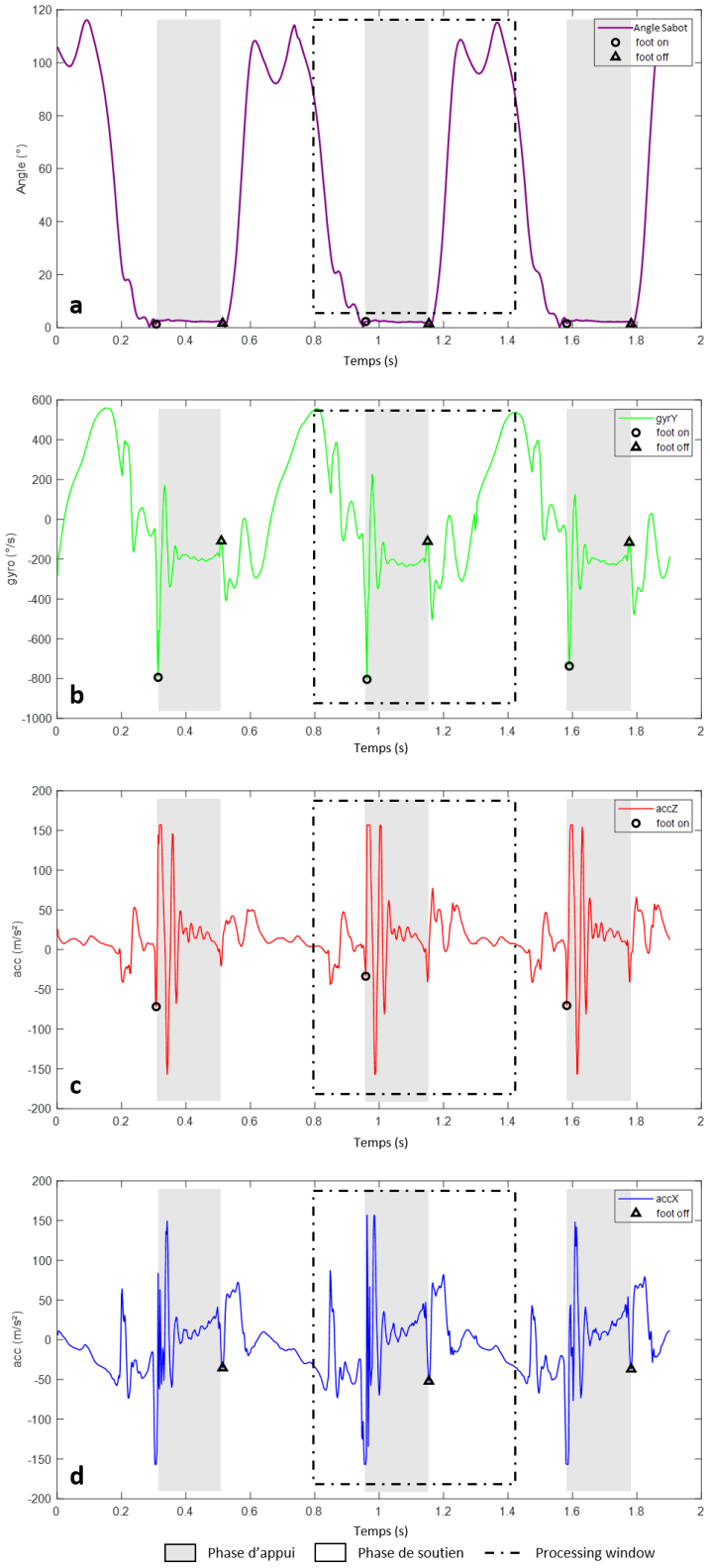


Figure 15: Représentation de (a) l'angle du sabot par rapport au sol, calculé à partir des marqueurs cinématiques positionnés sur le sabot, permettant la détection des évènements *Foot on* (o) et *Foot off* (Δ) de référence (MOCAPFootOn et MOCAPFootOff), (b) le signal de l'axe Y du gyroscope utilisé pour la détection des *Foot on* (o) et *Foot off* (Δ) avec la méthode A (ImuFootOn_A et ImuFootOff_A) et la méthode C (ImuFootOn_C et ImuFootOff_C), (c) le signal de l'axe Z de l'accéléromètre utilisé pour la détection des *Foot on* (o) avec la méthode B (ImuFootOn_B) et la méthode D (ImuFootOn_D), (d) le signal de l'axe X de l'accéléromètre utilisé pour la détection des *Foot off* (Δ) avec la méthode B (ImuFootOff_B) et la méthode D (ImuFootOff_D).

Pour chaque méthode X = {A, B, C, D}, la durée de foulée est appelée ImuStrideDuration_X(i) (Équation 6), et la durée de la phase d'appui, appelée ImuStanceDuration_X(i) (Équation 7), du i-ème cycle de foulée a été calculée.

$$\text{ImuStrideDuration_X}(i) = \text{ImuFootOn_X}(i+1) - \text{ImuFootOn_X}(i) \quad (6)$$

$$\text{ImuStanceDuration_X}(i) = \text{ImuFootOff_X}(i) - \text{ImuFootOn_X}(i) \quad (7)$$

Les résultats de chaque méthode ont ensuite été comparés aux données MOCAP pour évaluer leur précision et leur répétabilité. La précision des *Foot on*, *Foot off*, ainsi que la durée de foulée et la durée d'appui obtenues à partir de chaque méthode X = {A, B, C, D} par rapport à celles mesurées sur les données du MOCAP a été étudiée à l'aide des représentations graphiques de Bland-Altman (Bland & Altman, 2007). Pour chaque méthode, l'exactitude a été définie par la différence moyenne (biais) entre les valeurs de la méthode développée et les valeurs de référence obtenues à partir des données MOCAP et les précisions comme l'écart type des différences (SD). Des seuils limites, appelés limites d'agrément et correspondant à l'intervalle de confiance où 95% des différences étaient représentées, ont été calculés (Bland & Altman, 2007). Le biais et l'écart-type ont été utilisés pour estimer cet intervalle (Equations 8 et 9). Pour les résultats des événements *Foot on* et *Foot off*, le biais a été exprimé en pourcentage de la durée de la foulée mesurée sur les données MOCAP. Les résultats de la durée d'appui et de la durée de foulée ont été exprimés par la différence en millisecondes entre la durée mesurée à partir du *Foot on* et du *Foot off* de la méthode développée et celle déterminée avec la MOCAP.

$$\text{AgreementLimitHigh_X} = \text{Bias} + 1.96\text{xSD} \quad (8)$$

$$\text{AgreementLimitLow_X} = \text{Bias} - 1.96\text{xSD} \quad (9)$$

3.3 Résultats

3.3.1 Détection des *Foot on*

Les résultats suivants présentent la précision de chaque méthode pour la détection des *Foot on* en pourcentage de foulée (Figure 16).

Pour la détection des *Foot on* (Figure 16), quelle que soit la méthode utilisée, le biais moyen était inférieur à 1 % de la durée de foulée. Les méthodes A et C montrent une tendance à détecter les *Foot on* avec un léger retard, inférieur à 1 % de la durée de la foulée (limite de précision de notre système de mesure). A l'inverse, les méthodes B et D ont montré une tendance à détecter les *Foot on* avec une légère avance, inférieure à -1 % de la durée de la foulée. L'intervalle de confiance était plus large pour

les méthodes B et D que pour les méthodes A et C (B : [−6 %, 4 %], D : [−5 %, 4 %] vs A : [−2 %, 3 %], C : [-2 %, 3 %]).

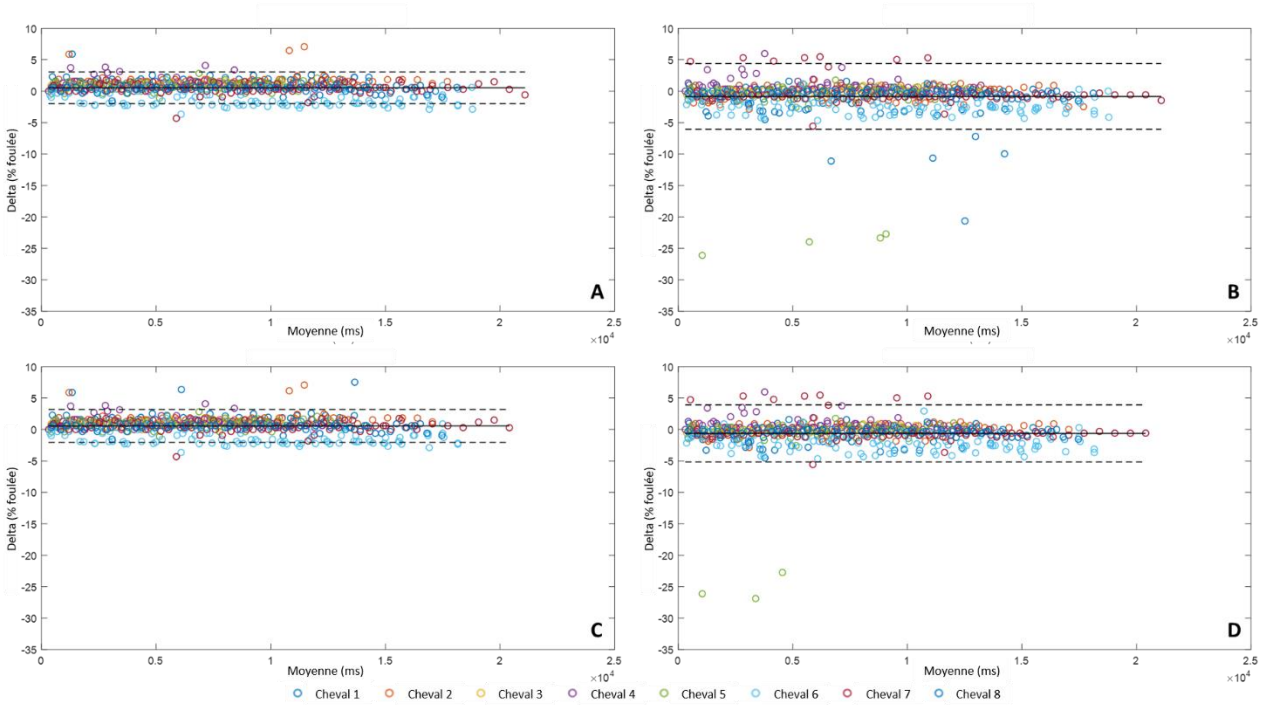


Figure 16: Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison de la détection des *Foot on* par les quatre méthodes développées à partir des données de l'IMU avec les *Foot on* détectés à partir des données MOCAP. La précision (biais entre la méthode développée et la MOCAP) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour la méthode A dans le coin supérieur gauche (A), pour la méthode B dans le coin supérieur droit (B), pour la méthode C dans le coin inférieur coin gauche (C) et pour la méthode D dans le coin inférieur droit (D).

3.3.2 Détection des *Foot off*

Les résultats suivants présentent la précision de chaque méthode pour la détection des *Foot off* en pourcentage de foulée (Figure 17).

Pour la détection des *Foot off* (Figure 17), l'ensemble des méthodes a présenté un biais moyen inférieur à 1 % de la durée de la foulée. L'intervalle de confiance était similaire pour les méthodes A et C (A : [−2 %, 2 %], C : [−2 %, 2 %]) et plus étendu pour les méthodes B et D (B : [−6 %, 7 %], D : [-6 %, 8 %]). Pour les chevaux 1 et 6, une erreur de détection systématique s'est produite avec la méthode D. Pour le cheval 1, la méthode D a détecté le pic précédant le pic correspondant à l'événement du *Foot off*. Pour le cheval 6, la méthode D a détecté le pic suivant le pic correspondant à l'événement du *Foot off*.

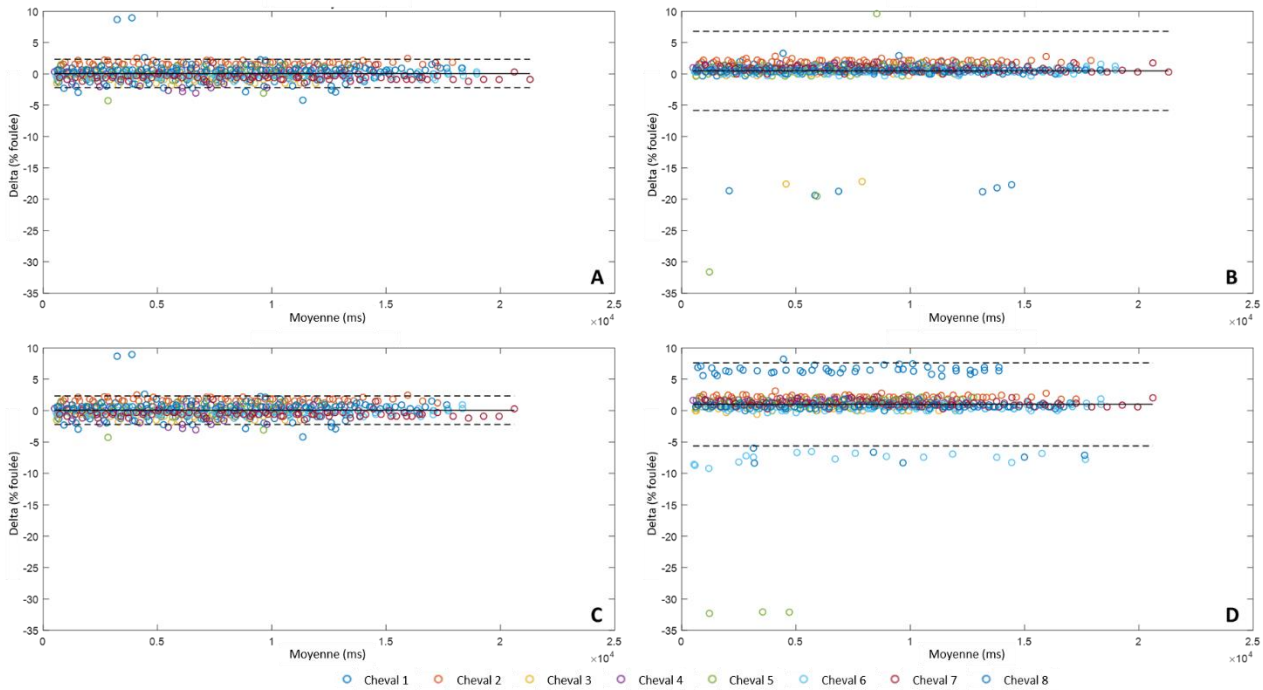


Figure 17: Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison de la détection des *Foot off* par les quatre méthodes développées à partir des données de l'IMU avec les *Foot off* détectés à partir des données MOCAP. La précision (biais entre la méthode développée et la MOCAP) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour la méthode A dans le coin supérieur gauche (A), pour la méthode B dans le coin supérieur droit (B), pour la méthode C dans le coin inférieur coin gauche (C) et pour la méthode D dans le coin inférieur droit (D).

3.3.3 Durée de foulée

Les durées de foulée (Figure 18) ont été calculées pour chaque méthode à partir des *Foot on* selon l'équation 6 et comparées aux durées de foulée calculées à partir des données MOCAP selon l'équation 4. Le biais de chaque méthode a été exprimé en millisecondes (ms). Toutes les méthodes testées ont montré un biais inférieur à 2 ms (limite de précision de notre système de mesure). Cependant, les méthodes B et D ont montré un intervalle de confiance plus large que les méthodes A et C, avec B : [−42 ms, 41 ms] et D : [−36 ms, 36 ms], contre A : [−15 ms, 14 ms] et C : [−16 ms, 16 ms].

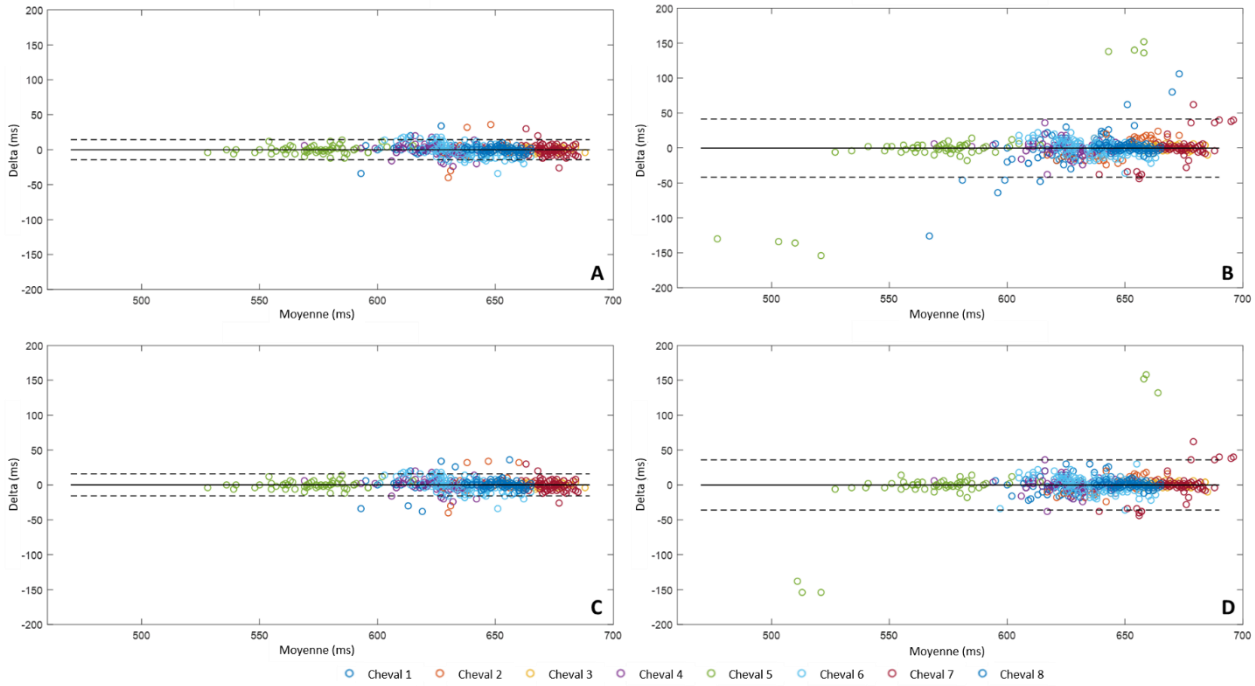


Figure 18: Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison des durées de foulée calculées à partir des *Foot on* obtenus avec les quatre méthodes développées et des durées de foulées obtenues à partir des données MOCAP. La précision (biais entre la méthode développée et la MOCAP) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour la méthode A dans le coin supérieur gauche (A), pour la méthode B dans le coin supérieur droit (B), pour la méthode C dans le coin inférieur coin gauche (C) et pour la méthode D dans le coin inférieur droit (D).

3.3.4 Durée d'appui

Les durées d'appui (Figure 19) ont été calculées pour chaque méthode à partir des *Foot on* et *Foot off* selon l'équation 7 et comparées aux durées d'appui calculées à partir des données MOCAP selon l'équation 5. Les méthodes A et C ont présenté des durées d'appui légèrement sous-estimées avec un biais de −3 ms, tandis que les méthodes B et D ont présenté des durées d'appui surestimées avec un biais respectif de 8 ms et 10 ms. L'intervalle de confiance le plus restreint a été obtenu avec la méthode C (C : [−24 ms, 17 ms] vs A : [−28 ms, 21 ms], B : [−27 ms, 43 ms] et D : [- 24 ms, 44 ms]). Comme précédemment pour la détection des *Foot off*, une erreur systématique a été constatée pour les chevaux 1 et 6 pour le calcul de la durée d'appui avec la méthode D.

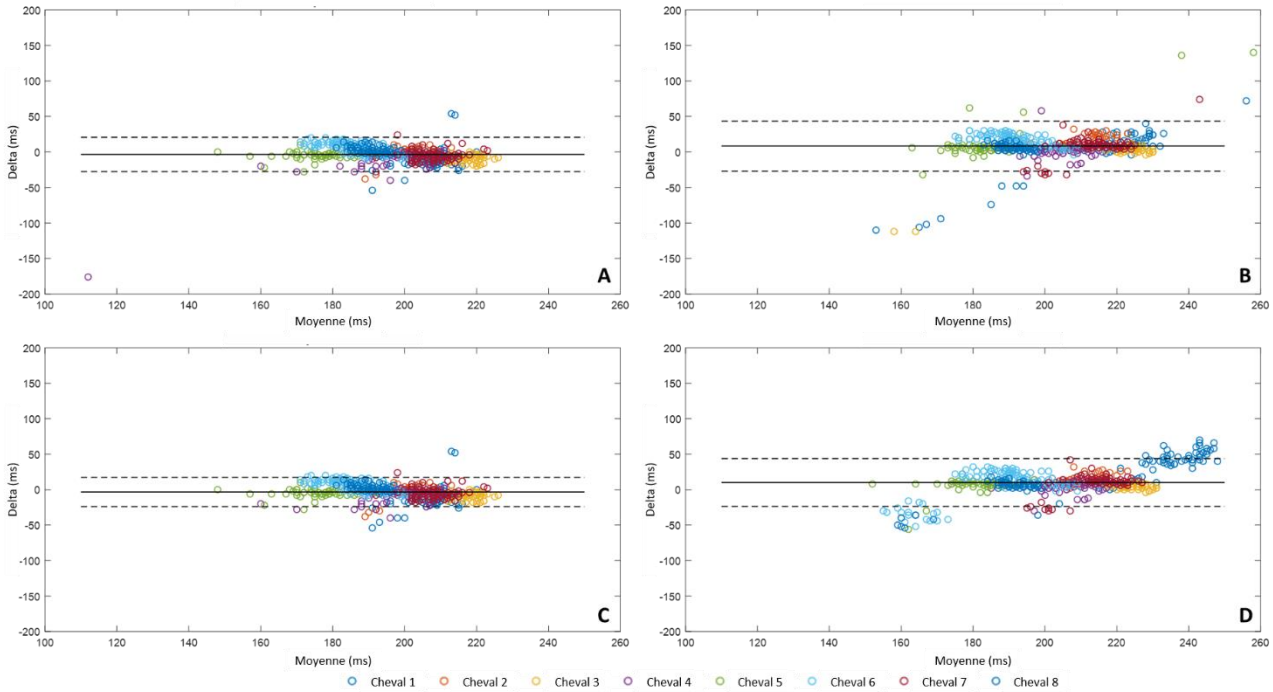


Figure 19: Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison des durées d'appui calculées à partir des *Foot on* et *Foot off* obtenues avec les quatre méthodes développées et des durées d'appui obtenues à partir des données MOCAP. La précision (biais entre la méthode développée et la MOCAP) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour la méthode A dans le coin supérieur gauche (A), pour la méthode B dans le coin supérieur droit (B), pour la méthode C dans le coin inférieur coin gauche (C) et pour la méthode D dans le coin inférieur droit (D).

3.4 Discussion

La plateforme de force et la MOCAP sont les outils de référence pour la détection des phases d'appui (Galisteo et al., 2010 ; Boye et al., 2014 ; Starke & Clayton, 2015). Bien que ces outils offrent une grande précision dans les mesures effectuées, ils ne peuvent être utilisés que dans des conditions de laboratoire, ce qui complique leur utilisation pour des études longitudinales et exclut la plupart des investigations sur le terrain. Pour éviter ces limitations, plusieurs études ont développé de nouvelles méthodes de détection des événements de foulée. Certaines études ont utilisé des accéléromètres positionnés sur les sabots (Moorman et al., 2012 ; Tijssen et al. 2020), d'autres ont utilisé plusieurs IMU positionnées sur différents points anatomiques du cheval (Bosch et al., 2018). Pour cette étude, nous avons opté pour l'utilisation d'un seul capteur inertiel situé sur la partie distale du membre thoracique du cheval. Ce choix a été motivé par la polyvalence et la simplicité de l'emplacement et de la méthode d'attache. En effet, l'IMU s'intègre facilement dans les guêtres, équipement habituel du cheval (cf. 2.1.3 Dispositifs de protection de la région métacarpo-phalangienne).

Dans cette étude, quatre méthodes de détection des *Foot on* et *Foot off* par une seule IMU située sur l'os du canon ont été comparées. Deux méthodes ont traité les données gyroscopiques de l'IMU, en utilisant le seuillage (méthode A) ou une reconstruction en ondelettes (méthode C), et ont montré des

performances supérieures à celles développées à partir de données accélérométriques en utilisant le seuillage (méthode B) ou la reconstruction en ondelettes (méthode D). Ces méthodes (A et C) ont démontré un biais de moins de 1 % de la durée de foulée pour les *Foot on* et les *Foot off*. Les mesures des durées d'appui et de foulée étaient également plus précises pour les méthodes A et C.

Dans la littérature, plusieurs méthodes ont été proposées pour détecter les événements de locomotion en utilisant les données brutes des IMUs (données accéléromètriques et gyroscopiques). Les méthodes par détection de seuil sur les signaux accélérométriques sont les plus courantes (Tumkur et al., 2012 ; Anwary et al., 2018). Les signaux gyroscopiques sont également utilisés, le plus souvent dans le cas des investigations de la locomotion humaine (Salarian et al., 2004 ; Doheny et al., 2010 ; Anwary et al., 2018), néanmoins ces méthodes sont connues pour dériver dans le temps (Nez et al., 2018). Dans cette étude, les méthodes A et C ont utilisé les signaux gyroscopiques. Afin de limiter le risque de dérive, ces méthodes ont été appliquées sur des fenêtres temporelles de l'ordre de 1s à 2s (Lepetit et al., 2018). D'autre part, la décomposition en ondelettes a permis une nouvelle approche avec la détection d'événements par reconnaissance de formes (Verlinde et al., 2001 ; Soangra et al., 2011 ; Park et al., 2017) qui a été testée sur des signaux accélérométriques pour la locomotion humaine (Boutaayamou et al., 2015 ; Benson et al., 2019). Dans cette étude, la décomposition en ondelettes a été adaptée pour les signaux de locomotion du cheval et étendue au post-traitement des signaux gyroscopiques.

Une étude précédente (Bragança et al., 2017) a également évalué la précision de différents algorithmes pour la détection des *Foot on* et des *Foot off* pour déterminer la durée d'appui en utilisant une plateforme de force comme référence. La meilleure précision pour mesurer la durée d'appui était de -11,6 ms avec l'algorithme 3 développé dans l'étude menée par Bragança et al. (2017) pour le membre antérieur au trot. Dans notre étude, la précision des méthodes développées était comprise entre −3 ms pour la plus précise (méthode C) et 10 ms pour la moins précise (méthode D). La différence observée dans l'évaluation de la précision des méthodes développées dans chaque étude peut s'expliquer par une perte de précision due à l'utilisation de la MOCAP pour les mesures des *Foot on* et des *Foot off* par rapport à la plateforme de force (O'Connor et al., 2007). Néanmoins, la méthode la plus performante de notre étude (Méthode C) a montré un intervalle de confiance plus restreint que celui de la méthode la plus précise de l'étude menée par Bragança et al. (2017) (respectivement [−24 ms, 17 ms] *vs.* [−79 ms, 56 ms]). Bien qu'il ait été difficile de comparer la précision des méthodes développées dans chaque étude, en raison de deux systèmes de référence différents, la méthode C développée dans notre étude a fourni une meilleure reproductibilité dans la mesure de la durée d'appui.

L'étude présentée dans ce chapitre a démontré que la performance des quatre méthodes développées était variable. Les méthodes basées sur le traitement des données gyroscopiques (méthodes A et C)

ont présenté de meilleurs résultats que celles basées sur le traitement des données de l'accéléromètre (méthodes B et D). Les résultats moins précis des méthodes B et D dépendaient du cheval, avec notamment deux chevaux pour lesquels les détections des *Foot off* étaient erronées. Ces erreurs pourraient être dues à l'énergie de l'impact du sabot sur le sol entraînant des vibrations de l'onde d'impact, pouvant ainsi augmenter le rapport bruit-signal (Boyer & Nigg, 2006 ; Hernlund et al., 2013). Les méthodes A et C ont rapporté, quant à elles, de meilleurs résultats et des performances similaires. Des observations semblables ont été notées dans le cas de la locomotion humaine (Pacini Panebianco et al., 2018).

Cependant, notre étude présente des limites. Tout d'abord, les détections d'appui à partir de l'IMU positionné sur l'os du canon du membre antérieur ont été comparées aux détections d'appui effectuées à partir des données de MOCAP issues des marqueurs positionnés sur le sabot (Merkens & Schamhardt, 1994). Le sabot du cheval et l'os du canon sont reliés par trois articulations, l'articulation interphalangienne distale, l'articulation interphalangienne proximale et l'articulation métacarpo-phalangienne (boulet) (Back et al., 1995 ; Hodson et al., 2000). Ces articulations ont un rôle d'amortissement dans la locomotion du cheval qui peut provoquer un décalage temporel des événements de foulée entre le sabot et l'os du canon. La conformation des membres et des sabots du cheval peut avoir un effet sur le pattern de foulée (Clayton, 1990 ; Cano et al., 2001 ; Chateau et al., 2010). Ce paramètre pourrait être variable d'un cheval à l'autre et conduire à des différences de détections d'appui à partir de l'IMU plus ou moins proches de celles faites à partir du sabot (amplitude de l'intervalle de confiance). Deuxièmement, dans cette étude, un tapis roulant a été utilisé afin de contrôler la vitesse et la régularité des foulées. Sur le terrain, la nature du sol entraîne une modification de la séquence de foulée (Buchner et al., 1994 ; Crevier-Denoix et al., 2013) et de la plage des valeurs du capteur inertiel. La détection du cycle de foulée avec des ondelettes semble plus fiable car cette méthode se concentre sur la forme des courbes elles-mêmes corrélées au pattern de foulée (Verlinde et al., 2001 ; Rezvanian et al., 2016). Cependant, l'application de cette méthode à différentes allures et à différentes fréquences de foulées mais également sur différents types de surfaces au sol nécessitera l'ajustement du type d'ondelettes.

3.5 Conclusion et perspectives

Cette étude, ayant fait l'objet d'une publication dans le magazine *Sensors* (Sapone et al. 2020), a permis de comparer différentes méthodes de détection de phases d'appui à partir d'une IMU positionnée sur l'os du canon. Les méthodes développées à partir du gyroscope ont montré plus de précision sur tous les chevaux mesurés. L'utilisation d'ondelettes pour détecter les phases d'appui à partir du signal gyroscopique réduit l'impact du pattern de foulée spécifique à chaque cheval. L'adaptation de cette méthode à différentes conditions (allure et type de sol) pourrait permettre le

développement d'un outil simplifié pour l'analyse de la locomotion du cheval sur le terrain et pour l'analyse longitudinale.

La phase d'appui a un rôle important dans la pathogénèse de la blessure (Thomason & Peterson, 2008), accentué notamment par le type de sol (Crevier-Denoix et al., 2013) et le mouvement effectué (Murray et al., 2006 ; Meershoek et al., 2010). La détection de la phase d'appui constitue donc la première étape de l'analyse de la locomotion du cheval. En effet, le calcul des durées d'appui et de foulée à partir des *Foot on* et *Foot off* détectés sur les deux membres antérieurs pourrait dans un premier temps permettre d'évaluer la symétrie de locomotion du cheval et d'en détecter l'éventuelle dégradation. L'utilisation des événements de *Foot on* et *Foot off* pourraient permettre également le calcul de paramètres locomoteurs complémentaires tels que les angles de protraction et rétraction des membres pour apporter de nouvelles données à l'analyse de la locomotion du cheval.

Le chapitre suivant portera donc sur le développement de méthodes de calcul des angles de protraction et rétraction des membres du cheval au cours de la phase d'appui.

Chapitre 4

Mesure des angles de protraction et rétraction du membre à l'aide d'IMUs

4 Mesure des angles de protraction et rétraction du membre à l'aide d'IMUs

Le chapitre précédent (cf.3 Détermination des phases d'appui au moyen d'IMUs (paramètres spatio-temporels)) a explicité les premières étapes à l'instrumentation de la guêtre pour l'analyse de la locomotion du cheval, à savoir le choix du système de mesure et le développement de méthodes pour l'analyse de paramètres spatio-temporels. Ce chapitre constitue la suite de ces travaux et portera sur le développement de méthodes de calcul de paramètres cinématiques : les angles de protraction et rétraction des membres du cheval. Pour cela, un état de l'art présentera l'intérêt de la mesure de ces paramètres ainsi que les méthodes expérimentées (4.1 Etat de l'art). Il présentera ensuite les méthodes développées pour la mesure des angles de protraction et rétraction des membres du cheval (4.2 Matériels et méthodes) ainsi que les résultats de chacune d'elles (4.3 Résultats). Ensuite, une discussion des méthodes développées (4.4 Discussion) et une conclusion (4.5 Conclusion) permettra d'envisager leur application à l'analyse de la locomotion du cheval.

4.1 Etat de l'art

L'appareil locomoteur du cheval est soumis à de fortes contraintes mécaniques lors de l'exercice sportif (Biewener et al., 1983 ; Murray et al., 2006 ; Meershoek et al., 2010 ; Crevier-Denoix et al., 2013) ce qui augmente le risque de blessures (Singer et al., 2008). L'intégrité de l'appareil locomoteur du cheval s'évalue habituellement par un examen clinique où le vétérinaire observe le cheval évoluer au pas et au trot « en main » afin de détecter d'éventuelles asymétries visibles sur les mouvements de la tête et du tronc et d'identifier la localisation de la boiterie en cas d'asymétrie (Audigié et al., 2002). L'examen locomoteur peut également se poursuivre « monté » (Benoit, 2008). Dans ce cas, le praticien observe le cheval évoluer sous la selle de son cavalier en s'intéressant plus particulièrement à la rectitude du cheval dans l'allure, son attitude, sa souplesse et la mobilité de son dos, de ses membres et de son bassin (Denoix & Dyson, 2003 ; Benoit, 2008). L'amplitude du geste des membres dans la phase antérieure et postérieure de la foulée constitue également un point d'observation important dans l'analyse de la locomotion du cheval (Boswell et al., 2003). L'amplitude de mouvement en phase antérieure et postérieure de la foulée se mesure par l'angle de protraction et de rétraction des membres du cheval (Weishaupt et al., 2004).

La protraction du membre du cheval correspond à son extension vers l'avant et à l'inverse, la rétraction correspond à la flexion du membre vers l'arrière (Back & Clayton, 2013 ; Bosch et al., 2018) (Figure 20). Les angles de protraction et rétraction du membre correspondent alors à l'angle formé par le membre par rapport à la verticale au cours de la foulée. Dans la littérature ces angles peuvent être mesurés pour le membre entier, à partir du segment formé par le sabot et la scapula (Buchner et al., 1994 ; Hodson et al., 2000) (Figure 21.A), ou alors uniquement pour le segment de l'os du canon (Roepstorff et al., 2013 ; Bosch et al., 2018) (Figure 21.B).

Figure 20: Illustration d'un membre en protraction, représenté en bleu, et d'un membre en rétraction, représenté en rouge, sur un cheval au trot (source personnelle).

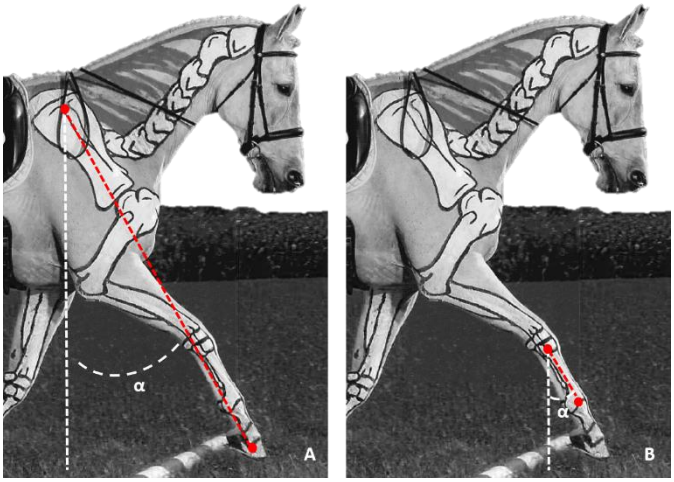


Figure 21 : Représentation de (A) l'angle α de protraction du membre entier mesuré à partir de l'orientation du segment reliant l'extrémité proximale de l'épine scapulaire et le sabot par rapport à la verticale, et (B) de l'angle α de protraction mesuré à partir de l'orientation du troisième métacarpien (os du canon) par rapport à la verticale (adapté à partir d'une illustration de *Higgins & Martin, 2015*).

La comparaison des mesures de protraction et rétraction des membres entre eux peut donner des informations sur la symétrie de locomotion du cheval et sur le site lésionnel à l'origine de l'asymétrie. Par exemple, lors d'une lésion de la sole au niveau de la pince, une augmentation de la protraction du membre lésé par rapport au membre opposé peut être observée afin de limiter le contact de la partie crâniale du sabot (partie lésée) avec le sol (Keegan et al., 2000). A l'inverse, lorsque la lésion se situe au niveau des talons, il peut être observé une diminution de la phase antérieure de la foulée et une

augmentation de la phase postérieure de la foulée sur le membre lésé par rapport au membre opposé afin de limiter la pression induite par le posé du pied au sol sur les talons (Weishaupt et al., 2006). L'asymétrie de protraction et rétraction des membres du cheval peut également être visible en cas de lésions situées plus hautes dans le membre. Par exemple, une fracture non articulaire du tubercule supraglénoïdal (zone de l'épaule du cheval) entraine une diminution de la protraction du membre lésé (Clayton, 1986a). A l'inverse, une inflammation des os sésamoïdes proximaux entraine augmentation de la protraction du membre lésé (Clayton, 1986b). Dès lors, l'analyse des mouvements de protraction et rétraction des membres du cheval et leur symétrie permet d'apporter des informations utiles à la localisation de la lésion, notamment si celle-ci se situe en partie dorsale ou palmaire du membre, permettant de restreindre les zones à investiguer par des examens complémentaires souvent coûteux. Beaucoup de cavaliers passent à côté de l'apparition d'une dissymétrie chez le cheval et ne sont alarmé que lorsque la boiterie est présente (Dyson & Pollard, 2020). Le développement de méthodes de mesures embarquées de la locomotion du cheval au travail permettrait dès lors d'apporter un outil aux cavaliers et entraineurs afin de détecter les premiers signes de dégradation de la symétrie de l'allure. Ainsi, l'apparition de certaines pathologies pourraient être limitées et prises en charge plus rapidement par le vétérinaire.

En complément, la mesure des angles de protraction et rétraction des membres du cheval peut également apporter des informations sur la nature du sol (Buchner et al., 1994 ; Nankervis & Lefrançois, 2018) ou le confort du cheval lié à la selle (Martin et al., 2015), la sangle (Murray et al., 2013), ou le poids du cavalier (De Cocq et al., 2004).

Les mesures de protraction/rétraction des membres se font dans la majorité des études à l'aide d'un système de motion capture (MOCAP) (Buchner et al., 1994 ; Hodson et al., 2000 ; Martin et al., 2015). Bien que précis, ces systèmes impliquent une utilisation en laboratoire qui limite leur champ d'application. Plus récemment, des études se sont intéressées à l'utilisation d'IMUs pour la mesure des angles de protraction et rétraction des membres du cheval (Roepstorff et al., 2013 ; Bosch et al., 2018 ; Nankervis & Lefrançois, 2018). L'utilisation des IMUs, plus polyvalente, peut alors permettre ces mesures dans des conditions normales d'utilisation du cheval.

Il existe des méthodes pour estimer l'orientation des IMUs dans l'espace, notamment grâce au filtre de Kalman utilisé dans de nombreuses études sur le mouvement humain (Luinge & Vetlink, 2004 ; Rehbinder & Hu, 2004 ; Zhu & Zhou, 2004 ; Luinge & Vetlink, 2005). L'étude de Roepstorff et al. (2013) a appliqué à l'analyse de la locomotion du cheval un algorithme développé précédemment pour l'analyse du mouvement humain. Cet algorithme est basé sur l'utilisation combinée des informations issues du filtre de Kalman appliqué aux signaux de deux IMUs synchronisés (Cooper et al., 2009). Malgré des résultats encourageants, l'étude de Roepstorff et al. (2013) se limite à deux chevaux ainsi

qu'à de faibles vitesses (pas à 1.45 m/s et trot à 3.18 m/s) et l'application de leur méthode nécessite donc encore des validations. De plus, il a été démontré que les performances du filtre de Kalman sont limitées pour l'estimation de l'orientation de segments qui ont un mouvement rapide (Luinge & Vetlink, 2004 ; Rehbinder & Hu, 2004 ; Dejnabadi et al., 2006). Leur utilisation pour la mesure de la locomotion rapide des membres du cheval (Wilson & Watson, 2003) nécessite dès lors le développement de calculs spécifiques.

Plus récemment, d'autres études ont utilisé des IMUs pour mesurer les angles de protraction et rétraction des membres du cheval (Nankervis & Lefrançois, 2018 ; Bosch et al., 2018). La première étude utilise une phase initiale d'enregistrement sur cheval arrêté « au carré », position neutre du cheval où le membre est proche de la perpendiculaire au sol, afin de définir l'orientation initiale des IMUs (Nankervis & Lefrançois, 2018). Cette méthode nécessite alors obligatoirement une phase préliminaire à l'enregistrement de l'activité du cheval qui peut être contraignante selon les conditions d'utilisation du système de mesure. Pour éviter cette contrainte, la méthode de calcul des angles de protraction et rétraction des membres du cheval de la seconde étude est basée sur l'hypothèse que le membre est en position verticale (angle = 0°) à 50% de la phase d'appui (Bosch et al., 2018).

L'orientation du membre peut être obtenue par intégration du signal gyroscopique dans le temps, en faisant attention au cumul des erreurs de dérive (Nez et al., 2018). Afin de limiter le risque de dérive, l'intégration est effectuée sur des fenêtres temporelles réduites (Lepetit et al., 2018), correspondant dans notre étude à la durée des foulées ou des phases d'appui (respectivement 641 ms et 201 ms en moyenne (cf. 3.3 Résultats)). Les données gyroscopiques étant enregistrées dans le repère de l'IMU, la mesure des angles absolus de protraction et rétraction des membres nécessite de connaitre la position initiale du membre, position neutre, correspondant à un angle de protraction/rétraction de zéro degré.

Pour cela, l'objectif de ce chapitre est d'évaluer et de comparer deux méthodes intégratives de la vitesse de rotation issue d'un IMU positionné sur le milieu de la face dorsale du canon pour la mesure des angles absolus de protraction et rétraction des membres du cheval. Chacune de ces méthodes est basée sur une hypothèse afin de définir le moment correspondant à la verticalité du canon (angle = 0°). La première méthode est basée sur l'hypothèse que le membre est en position verticale à 50% de la phase d'appui, émise par Bosch et al. (2018). La seconde méthode est basée sur l'hypothèse que la verticalité du canon correspond au moment où le garrot du cheval atteint son point le plus bas. En effet, au cours de la phase d'appui, le canon se redresse jusqu'à atteindre la verticale lorsque le mouvement passe de l'amortissement à la propulsion (Denoix, 2014). Ce changement de mouvement coïncide également avec l'extension maximale de l'articulation métacarpo-phalangienne (Hodson et al., 2000) qui est atteinte lorsque le garrot est à son point le plus bas (Clayton, 1986a).

Ces deux méthodes, développées à partir des signaux d'un IMU positionné sur le canon d'un des membres antérieurs, ont été comparées en utilisant un système de capture du mouvement de référence pour évaluer leur précision.

4.2 Matériels et méthodes

4.2.1 Chevaux

Huit chevaux trotteurs sains (4 hongres et 4 juments, tailles 162±3 cm (moyenne ± écart-type)), appartenant au « Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines » (CIRALE), ont été utilisés pour cette étude. Précédemment aux expérimentations, le protocole a été examiné et approuvé par le comité d'éthique sur l'expérimentation animale dédié (Comité National de Réflexion Ethique sur l'Expérimentation Animale, Anses/ENVA/UPEC n°HE_2017_01).

4.2.2 Acquisition des données

L'acquisition des données a été effectuée sur tapis roulant à partir de sessions de capture du mouvement avec un système optoélectronique composé de marqueurs passifs et des IMUs présentés dans le chapitre précédent (cf. 3.2.2 Acquisition de données). Chacun des huit chevaux, équipés avec 10 marqueurs réfléchissants et deux IMUs, a effectué trois passages au trot sur tapis roulant à une vitesse de 4 ms/s, vitesse courante à laquelle le cheval est observé au cours des examens cliniques (Robert et al., 2000 ; Robert et al., 2002) et trois passages au trot plus rapide à une vitesse de 6 m/s. Au minimum 25 foulées ont été enregistrées à vitesse stabilisée lors de chaque passage. Le système optoélectronique à marqueurs passifs et le système d'IMUs ont été synchronisés comme expliqué dans le chapitre précédent cf. (3.2.2 Acquisition de données).

4.2.3 Traitement des données

Le traitement des données inclut 5 étapes : (1) l'organisation des données brutes, (2) la synchronisation entre les données issues du système optoélectronique et des IMUs, (3) le traitement des données issues du système optoélectronique, (4) le traitement des données issues des IMUs, et (5) l'analyse statistique.

L'organisation des données brutes et leur synchronisation ont été effectués de la même façon que celles décrites dans le chapitre précédent (cf. 3.2.3 Traitement des données) (Figure 22). La suite de ce chapitre détaillera plus spécifiquement le traitement des données MOCAP (cf. 4.2.3.1 Traitement des données MOCAP), puis des données IMU (cf. 4.2.3.2 Traitement des données IMUs). Enfin le paragraphe 4.2.4 décrira l'analyse statistique effectuée (4.2.4 Analyse statistique).

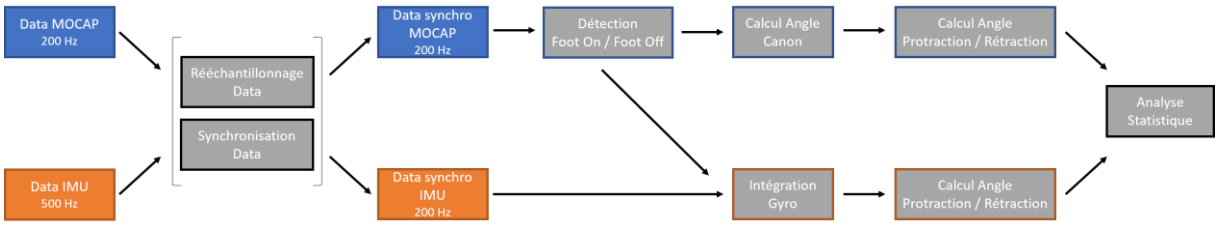


Figure 22: Schéma représentant les étapes de traitement des données des deux systèmes de mesure : MOCAP et IMU.

4.2.3.1 Traitement des données MOCAP

Pour cette étude, les fréquences d'échantillonnage des données MOCAP et IMUs sont uniformisées à 200Hz en utilisant une fonction d'interpolation dérivative continue.

L'étape (3) a ensuite consisté au traitement des données de la MOCAP. Afin de permettre un fenêtrage des données, les événements de début et fin d'appui ont été détectés sur les données de la MOCAP selon la méthode de référence utilisée précédemment (cf. 3.2.3 Traitement des données), validée par Merkens et Schamhardt (1994). Ces événements sont appelés respectivement MOCAPFootOn(*i*) et MOCAPFootOff(*i*), avec *i* correspondant au cycle de foulée, allant de 1 jusqu'à *n* (*n*>25) pour chaque passage enregistré.

Ensuite, pour chacune des foulées enregistrées, le calcul de l'angle de protraction et de l'angle de rétraction est effectué à l'appui et au soutien. Au cours de la phase d'appui, ces angles sont calculés lorsque le membre est en protraction au moment du contact initial du sabot à plat sur le sol et lorsque le membre est en rétraction au moment qui précède le décollement des talons. Ces évènements sont appelés respectivement Protraction_Appui_MOCAP(*i*) et Retraction_Appui_MOCAP(*i*), avec *i* correspondant au cycle de foulée, allant de 1 jusqu'à *n* (*n*>25) pour chaque passage enregistré (Figure 23). Au cours de la phase de soutien, les angles sont calculés lorsque le membre est en protraction maximale avant le posé du pied et lorsque le membre est en rétraction maximale après le décollement du pied. Ces évènements sont appelés respectivement Protraction_Max_MOCAP(*i*) et Retraction_Max_MOCAP (*i*), avec *i* correspondant au cycle de foulée, allant de 1 jusqu'à *n* (*n*>25) pour chaque passage enregistré (Figure 23).

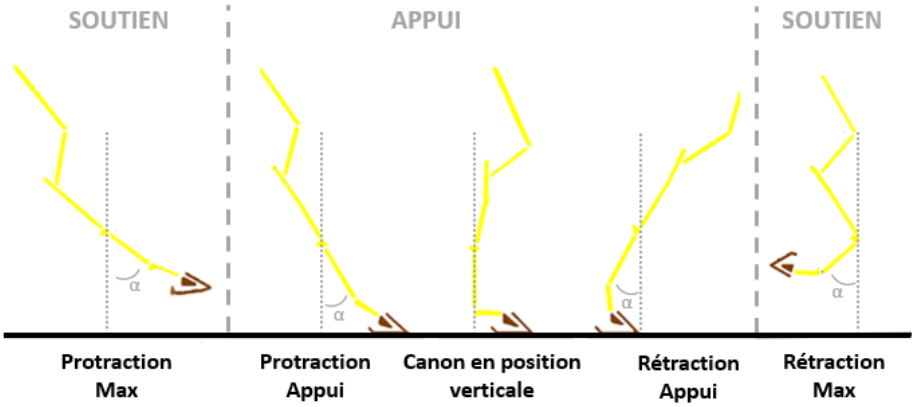


Figure 23: Représentation schématique des moments de protraction et rétraction utilisés pour le calcul des valeurs angulaires α. (Adapté à partir de l'illustration de *Bigomar, 2006*).

Sur les données de la MOCAP, le calcul de l'angle de protraction et rétraction du canon du membre antérieur droit est effectué à partir des données tri-dimensionnelles des marqueurs Carpe et Boulet dans le repère du laboratoire (Figure 24). Pour cela, on calcule les coordonnées tri-dimensionnelles du vecteur Canon, à chaque échantillon (*i*) mesuré (Equation 10).

$$\overrightarrow{Canon}\begin{pmatrix} x,i \\ y,i \\ z,i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{Carpe(x,i)-Boulet(x,i)}{\|Carpe(x,i)-Boulet(x,i)\|} \\ \frac{Carpe(y,i)-Boulet(y,i)}{\|Carpe(y,i)-Boulet(y,i)\|} \\ \frac{Carpe(z,i)-Boulet(z,i)}{\|Carpe(z,i)-Boulet(z,i)\|} \end{pmatrix} \quad (10)$$

Ensuite, l'orientation du canon dans le plan sagittal, appelé AngleCanonMOCAP(*i*) est calculée à partir des coordonnées du vecteur Canon à chaque échantillon (*i*) mesuré, selon l'Equation 11. Nous avons choisi d'utiliser *atan2* dans cette étude car les angles de protraction/rétraction des membres du cheval sont compris dans l'intervalle [-π π].

$$AngleCanonMOCAP(i) = atan2(\overrightarrow{Canon}(x,i), \overrightarrow{Canon}(z,i)) \quad (11)$$

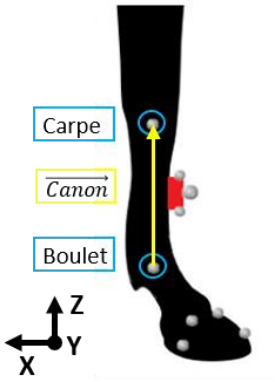


Figure 24 : Représentation des marqueurs cinématiques positionnés sur la partie distale de l'antérieur droit et orientation du repère du laboratoire. Les marqueurs Carpe et Boulet sont entourés en bleu sur la figure et le vecteur Canon est représenté en jaune.

Les valeurs de protraction et rétraction du membre au cours de l'appui correspondent donc respectivement aux valeurs de l'orientation du canon au moment des *Foot On* et aux valeurs de l'orientation du canon au moment des *Foot Off* pour chaque foulée (*i*) (Equations 12 et 13).

$$Protraction_Appui_MOCAP(i) = AngleCanonMOCAP(MOCAPFootOn(i)) \quad (12)$$

$$Retraction_Appui_MOCAP(i) = AngleCanonMOCAP(MOCAPFootOff(i)) \quad (13)$$

Pour le calcul des valeurs de protraction maximale et de rétraction maximale au cours de la foulée, le signal d'orientation du canon est découpé à chaque événement de posé du pied au sol (Foot On). Les données sont ensuite normalisées afin d'obtenir AngleCanonMOCAP(*i*) avec *i* correspondant au cycle de foulée, allant de 1 jusqu'à *n* (*n*>25) pour chaque passage enregistré (Figure 25). La valeur maximale sur la courbe d'orientation du canon est identifiée sur chaque foulée, correspondant à Protraction_Max_MOCAP(*i*) (Equation 14). La valeur minimale, en valeur absolue, correspondant à Retraction_Max_MOCAP(*i*) (Equation 15) est également identifiée sur chaque foulée.

$$Protraction_Max_MOCAP(i) = max(AngleCanonMOCAP(i)) \quad (14)$$

$$Retraction_Max_MOCAP(i) = abs(min(AngleCanonMOCAP\ (i))) \quad (15)$$

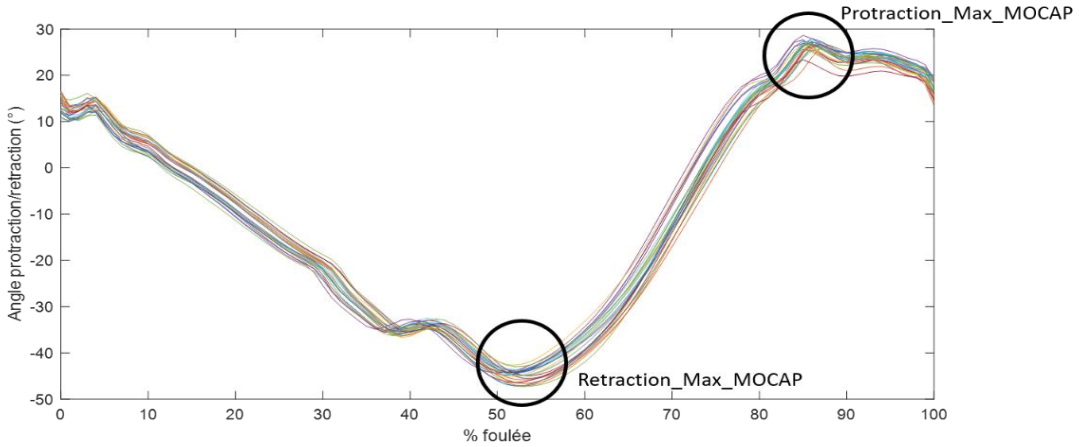


Figure 25: Représentation graphique de l'orientation du canon obtenue à partir des données MOCAP pour les 26 foulées normalisées d'un passage d'un cheval au trot à 4 m/s. Les points maximum et minimum à chaque foulée, correspondant respectivement à la Protraction_Max_MOCAP et Retraction_Max_MOCAP du membre antérieur droit sont entourés en noir sur le graphique.

4.2.3.2 Traitement des données IMUs

La première étape du traitement des données des IMUs consiste à définir un repère où l'angle du canon est à la verticale, correspondant à un angle de protraction/rétraction du membre de 0°. Pour cela, deux hypothèses ont été émises : (1) le canon est en position verticale à 50% de la phase d'appui (Bosch et al., 2018) et (2) la verticalité du canon correspond au moment où le garrot atteint son point le plus bas.

Afin de tester chacune de ces hypothèses, l'indice correspondant à 50% de la phase d'appui est calculé à partir des données de *Foot On* et *Foot Off* définies précédemment sur les données de la MOCAP (MOCAPFootOn(*i*) et MOCAPFootOff(*i*)) pour chaque foulées *i* allant de 1 jusqu'à *n* (*n*>25). On obtient ainsi l'indice 50%_Stance(*i*) pour chaque foulée *i* enregistrée (Equation 16).

$$50\%_Stance(i) = (MOCAPFootOff(i) - MOCAPFootOn(i))/2 \qquad (16)$$

L'indice correspondant à la position verticale minimale du garrot, lors de la demi-foulée de trot correspondant au posé de l'antérieur droit, est ensuite calculée à partir des données issues du marqueur garrot de la MOCAP. Cet indice est également calculé à partir des données de l'IMU garrot, utilisé précédemment pour la synchronisation des systèmes (Figure 12).

Pour les données MOCAP, la position verticale du garrot correspond aux coordonnées du marqueur garrot sur l'axe Z (axe vertical dans le référentiel du laboratoire). Pour les données issues de l'IMU

positionné sur le garrot, l'axe Z (axe dorso-ventral du cheval) est également utilisé. La position du garrot est alors obtenue par une double intégration cumulative trapezoïdale de l'accélération sur l'axe Z de l'IMU (Viry et al., 2013 ; Viry et al., 2015), avec l'application d'un filtre Butterworth passe-haut (1 Hz) pour enlever les dérives créées par la double intégration. Ainsi, le début et la fin du signal sont considéré comme ayant la valeur zéro. Les courbes de déplacement dorso-ventrales du garrot au trot, obtenues à partir des données de la MOCAP et de l'IMU, forment deux oscillations répétées à chaque foulée au trot, correspondant au posé de chacun des membres antérieurs du cheval (Barrey et al., 1994 ; Viry et al., 2015) (Figure 26). La détection de la position minimale du garrot est alors effectuée pour l'oscillation correspondant au posé du membre antérieur droit (Figure 26) sur la courbe de déplacement du garrot obtenue à partir des données MOCAP et la courbe de déplacement du garrot obtenu à partir des données IMU. Ainsi, les indices respectifs minGarrot_MOCAP(*i*) et minGarrot_IMU(*i*) sont obtenus pour chaque foulée *i* allant de 1 jusqu'à *n* (*n*>25) (Figure 26). Le coefficient de corrélation entre les indices obtenus à partir des données MOCAP et ceux obtenus à partir des données IMU ont montré une corrélation parfaite (R=1 avec α=0.01), nous utiliserons alors uniquement les indices minGarrot_IMU(*i*) dans la suite du traitement des données.

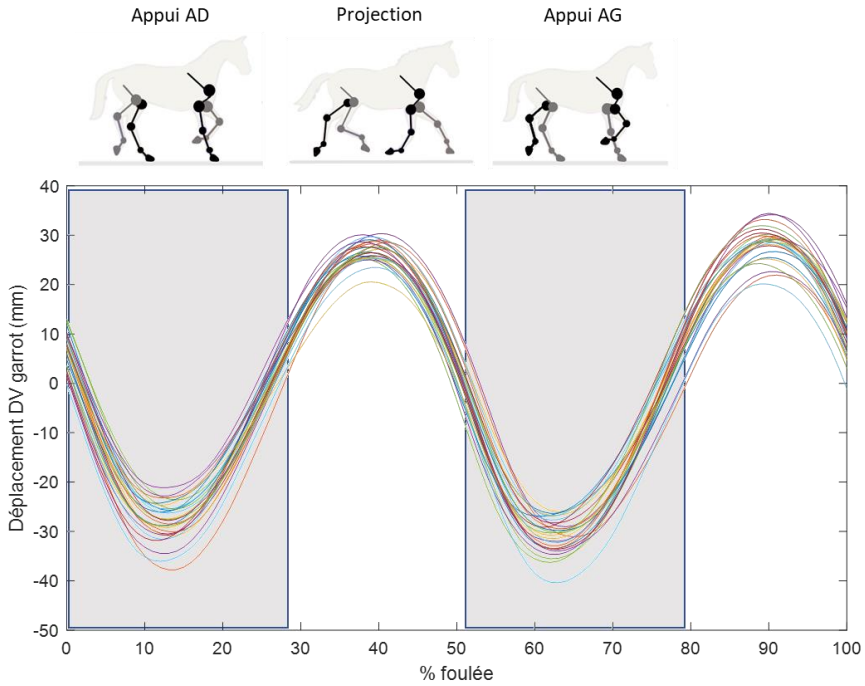


Figure 26: Exemple de courbes du déplacement dorso-ventral (DV) obtenues à partir des données de l'IMU garrot lors d'un passage au trot à 4 m/s (26 foulées normalisées représentées) pour un des huit chevaux ayant participé au protocole expérimental. A chaque foulée, le premier point minimum est obtenu lors de la première oscillation correspondant au posé de l'antérieur droit (AD). Elle est suivie d'une phase de projection avant d'atteindre un deuxième point minimum lors de la seconde oscillation correspondant au posé de l'antérieur gauche (AG).

Une fois les indices 50%_Stance(*i*) et minGarrot_IMU(*i*) obtenus pour chaque foulée *i* enregistrée, le calcul de l'orientation du canon à partir des données de l'IMU positionné sur le canon est effectué. Pour cela, le signal du gyroscope sur l'axe Y, médio-latéral, est utilisé (Figure 12). Le calcul de l'intégrale cumulative selon la méthode des trapèzes est alors appliqué au signal gyroscopique sur l'axe Y en utilisant la fonction *cumtrapz* proposée par le logiciel Matlab® pour une intégration avec N+1 points. Cette intégration est appliquée sur une fenêtre [a b] avec remise à zéro à chaque foulée afin de limiter les risques de dérive du gyroscope.

Pour le calcul de l'angle de protraction et rétraction au cours de l'appui, l'intégration est effectuée à chaque foulée (i) sur la fenêtre comprise entre l'indice correspondant au *Foot On* et l'indice correspondant au *Foot Off* ([MOCAPFootOn(*i*) MOCAPFootOff(*i*)]) ce qui permet d'obtenir l'orientation du canon au cours de la phase d'appui, notée AngleCanonIMU_Appui(*i*).

Pour le calcul de l'angle maximum de protraction et rétraction, l'intégration est effectuée à chaque foulée (i) sur la fenêtre comprise entre l'indice correspondant au *Foot On* et celui correspondant au *Foot On* de la foulée suivante afin d'avoir l'orientation du canon au cours de la foulée entière comprise dans la fenêtre d'intégration ([MOCAPFootOn(*i*) MOCAPFootOn(*i+1*)]), notée AngleCanonIMU_Foulée(*i*).

L'orientation du canon obtenue au cours de la phase d'appui et de la foulée selon l'équation précédente permet d'avoir la variation angulaire du canon sur la fenêtre de mesure. Néanmoins, l'identification du moment où le canon est en position verticale, soit ayant un angle de zéro degré par rapport à la verticale, est nécessaire afin d'obtenir les valeurs absolues de protraction et rétraction du canon, comparables aux données de protraction et rétraction issues de la MOCAP. Pour cela, deux hypothèses sont testées pour identifier le moment correspondant à une orientation verticale du canon : (1) le canon est vertical à l'indice 50%_Stance(*i*) et (2) le canon est vertical à l'indice minGarrot_IMU(*i*) pour chaque foulée *i* enregistrée. Ces deux hypothèses sont testées par l'application respective des équations 17 et 18.

$$AnglePR_50\%_Stance(i)=AC_IMU - AC_IMU\ (50\%_Stance\ (i)) \quad (17)$$

$$AnglePR_minGarrot(i)=AC_IMU - AC_IMU\ (minGarrot_IMU\ (i)) \quad (18)$$

Avec AC_IMU = AngleCanonIMU_Appui ou AngleCanonIMU_Foulée en fonction du calcul de l'angle de protraction/rétraction au cours de la phase d'appui ou de l'angle de protraction/rétraction maximum au cours de la foulée.

La figure suivante (Figure 27) montre un exemple de l'effet de la remise à zéro en utilisant l'indice 50%_Stance(*i*) et l'indice minGarrot_IMU(*i*) sur l'orientation du canon au cours de la phase d'appui, calculée à partir des données enregistrées lors d'un passage au trot à 4 m/s d'un des 8 chevaux ayant participé au protocole expérimental.

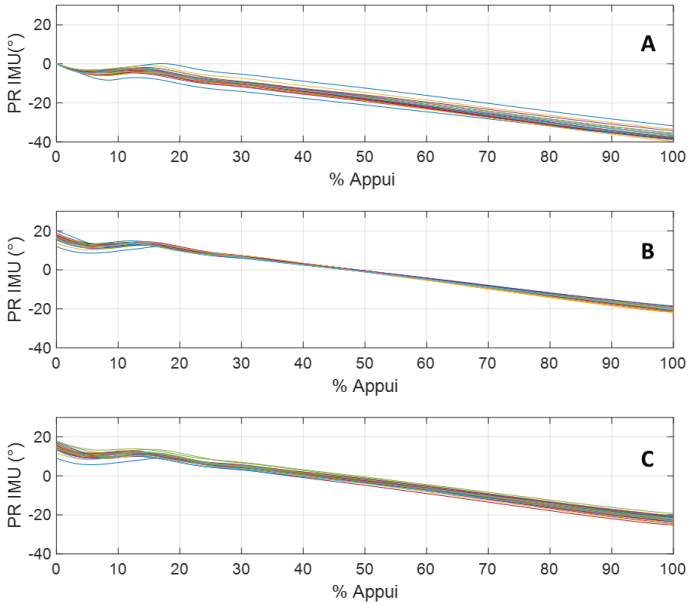


Figure 27: Angles de protraction/rétraction (PR) au cours de la phase d'appui obtenus par le calcul de l'intégrale cumulative trapézoïdale sans remise à zéro (A), avec remise à zéro à l'indice 50%_Stance(*i*) (B) et avec remise à zéro à l'indice minGarrot_IMU(*i*) (C) du signal du gyroscope sur l'axe Y sur les 26 foulées enregistrées lors d'un passage au trot à 4 m/s d'un des chevaux ayant participé au protocole expérimental (*i* allant de 1 à 26).

L'orientation du canon au cours de l'appui (AngleCanonIMU_Appui(*i*)) est calculée dans une fenêtre [a b] avec a=*Foot on*(*i*) et b=*Foot off*(*i*), pour chaque foulée *i* allant de 1 jusqu'à *n* (*n*>25). Les valeurs de protraction et rétraction du membre à l'appui correspondent donc respectivement à la première et dernière valeur de l'orientation du canon au cours de l'appui (Figure 28.A). Les valeurs de protraction et rétraction du canon au cours de l'appui sont déterminées à partir de la méthode utilisant les indices 50%Stance(*i*) (Equation 19 et 20), mais également à partir de la méthode utilisant les indices minGarrot_IMU(*i*) (Equation 21 et 22).

$$Protraction_Appui_50\%Stance(i) = AnglePR_50\%_Stance\ (i,1) \quad (19)$$

$$Retraction_Appui_50\%Stance\ (i) = AnglePR_50\%_Stance\ (i,end) \quad (20)$$

$$Protraction_Appui_minGarrot(i) = AnglePR_minGarrot\ (i,1) \quad (21)$$

$$Retraction_Appui_minGarrot\ (i) = AnglePR_minGarrot\ (i,end) \quad (22)$$

L'orientation du canon au cours de la foulée (AngleCanonIMU_Foulée(*i*)) est calculée dans la fenêtre [a b], où a=*Foot on*(*i*) et b=*Foot on*(*i+1*) avec *i* correspondant au cycle de foulée allant de 1 jusqu'à *n* (*n*>25) pour chaque passage enregistré. Ainsi, de la même façon que présentée précédemment pour la MOCAP (Figure 25), la valeur maximale sur la courbe d'orientation du canon correspondant à l'angle de protraction maximale et la valeur minimum, en valeur absolue, correspondant à l'angle de rétraction maximale sont ensuite identifiés (Figure 28.B). Les valeurs maximales de protraction et rétraction du canon au cours de la foulée sont déterminées à partir de la méthode utilisant les indices 50%Stance(*i*) (Equation 23 et 24), mais également à partir de la méthode utilisant les indices minGarrot_IMU(*i*) (Equation 25 et 26).

$$Protraction_Max_50\%Stance\ (i) = max(AnglePR_50\%_Stance\ (i)) \quad (23)$$

$$Retraction_Max_50\%Stance\ (i) = abs(min(AnglePR_50\%_Stance\ (i))) \quad (24)$$

$$Protraction_Max_minGarrot\ (i) = max(AnglePR_minGarrot\ (i)) \quad (25)$$

$$Retraction_Max_minGarrot\ (i) = abs(min(AnglePR_minGarrot\ (i))) \quad (26)$$

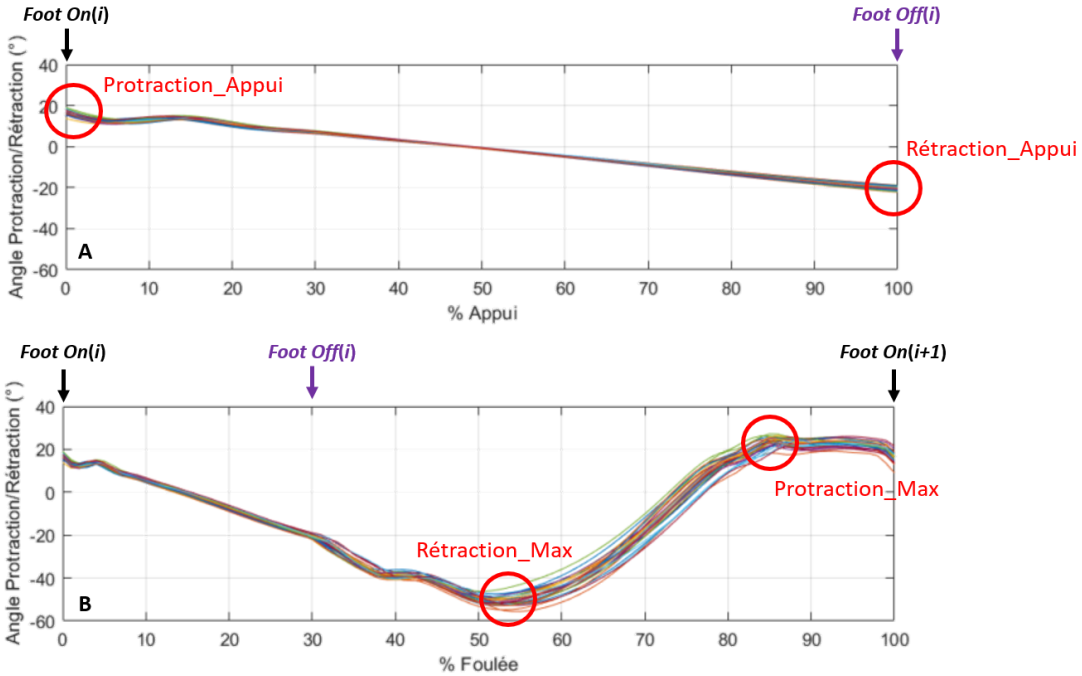


Figure 28: Représentation graphique des angles de protraction et rétraction à l'appui obtenus à partir des *Foot On* et *Foot Off* sur la courbe d'orientation du canon (A) et des angles maximums de protraction et rétraction obtenus sur la courbe d'orientation du canon calculée à partir des *Foot On* jusqu'aux *Foot on* suivants (B).

4.2.4 Analyse statistique

Les résultats de chaque méthode ont ensuite été comparés aux données MOCAP à l'aide des représentations graphiques de Bland-Altman (Bland & Altman, 2007). Pour chaque méthode, l'exactitude a été définie par la différence moyenne (biais) entre les valeurs de la méthode développée et les valeurs de référence obtenues à partir des données MOCAP et les précisions comme l'écart type des différences (SD). Des seuils limites, appelés limites d'agrément et correspondant à l'intervalle de confiance où 95% des différences étaient représentées, ont été calculés (Bland & Altman, 2007). Le biais et l'écart-type ont été utilisés pour estimer cet intervalle selon les Equations 8 et 9 présentées précédemment (3.2.3 Traitement des données). Les résultats ont été exprimés par la différence en degrés entre les angles mesurés à partir de la méthode appliquée à l'IMU et ceux déterminés avec la MOCAP.

4.3 Résultats

4.3.1 Mesure des angles de protraction

Pour le calcul des angles de protraction à l'appui, la méthode *50%_Stance* (Figure 29.A) présente un biais moyen supérieur à la méthode *minGarrot* (Figure 29.B) pour les deux vitesses de trot testées (4 m/s et 6 m/s). Les valeurs de ces biais sont de 4,1° au trot à 4 m/s et 2,9° au trot à 6 m/s pour la méthode *50%_Stance* contre 2,1° au trot à 4 m/s et -1,3° au trot à 6 m/s pour la méthode *minGarrot*. En revanche, l'intervalle de confiance est plus restreint pour la méthode *50%_Stance* pour les deux vitesses testées ([-0,5° ; 8,7°] au trot à 4 m/s et [-2,0° ; 7,8°] au trot à 6 m/s) que pour la méthode *minGarrot* ([-4,2° ; 8,4°] au trot à 4 m/s et [-8,6° ; 6,0°] au trot à 6 m/s). De plus, la méthode *50%_Stance* tend à surestimer les valeurs de protraction à l'appui pour les deux vitesses de trot testées.

Pour le calcul des angles de protraction maximum, la méthode *50%_Stance* (Figure 29.C) présente un biais moyen inférieur à la méthode *minGarrot* (Figure 29.D) pour les deux vitesses de trot testées (4 m/s et 6 m/s). Les valeurs de ces biais sont de 0,7° au trot à 4 m/s et 0,2° au trot à 6 m/s pour la méthode *50%_Stance* contre -1,3° au trot à 4 m/s et -4,0° au trot à 6 m/s pour la méthode *minGarrot*. L'intervalle de confiance est également plus restreint pour la méthode *50%_Stance* pour les deux vitesses testées ([-4,9° ; 6,3°] au trot à 4 m/s et [-4,7° ; 5,2°] au trot à 6 m/s) que pour la méthode *minGarrot* ([-8,7° ; 6,2°] au trot à 4 m/s et [-10,8° ; 2,8°] au trot à 6 m/s).

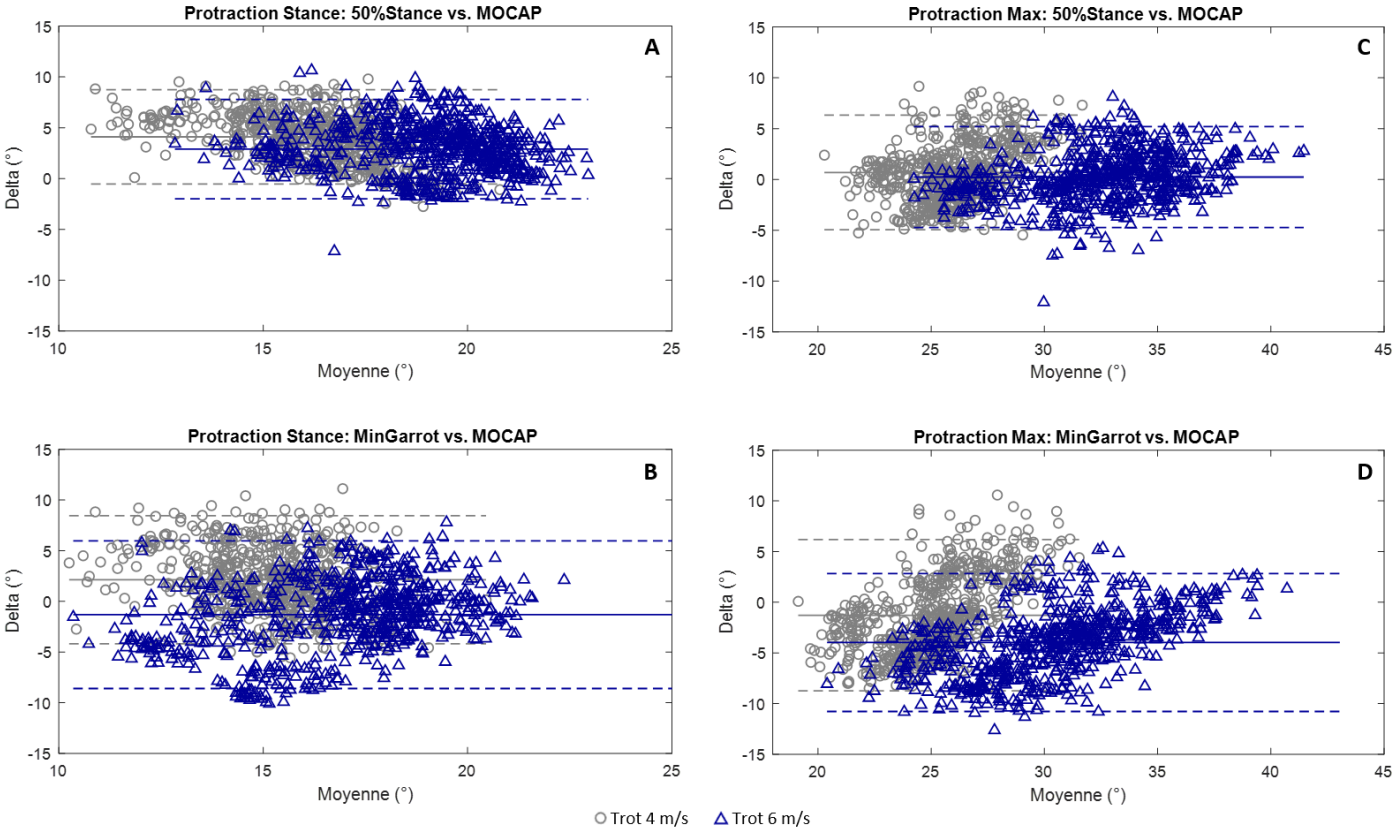


Figure 29 : Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison des angles de protraction obtenus à l'appui en utilisant les indices 50%_Stance (A) et minGarrot (B) et des angles de protraction max obtenus en utilisant les indices 50%_Stance (C) et minGarrot (D) avec les angles de protraction respectivement à l'appui et maximums obtenus à partir des données MOCAP. Les résultats pour le trot à 4 m/s sont représentés en gris (o) et les résultats au trot à 6 m/s sont représentés en bleu (Δ). La précision (biais entre la méthode développée et la MoCap) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour chaque graphique.

4.3.2 Mesure des angles de rétraction

Pour le calcul des angles de rétraction à l'appui, la méthode *50%_Stance* (Figure 30.A) présente un biais moyen supérieur à la méthode *minGarrot* (Figure 30.B) pour les deux vitesses de trot testées (4 m/s et 6 m/s). Les valeurs de ces biais sont de -3,3° au trot à 4 m/s et -2,9° au trot à 6 m/s pour la méthode *50%_Stance* contre -1,3° au trot à 4 m/s et 1,3° au trot à 6 m/s pour la méthode *minGarrot*. En revanche, l'intervalle de confiance est plus restreint pour la méthode *50%_Stance* pour les deux vitesses testées ([-7,3° ; 0,7°] au trot à 4 m/s et [-7,1° ; 1,4°] au trot à 6 m/s) que pour la méthode *minGarrot* ([-7,0° ; 4,4°] au trot à 4 m/s et [-4,3° ; 7,0°] au trot à 6 m/s). On observe également que la méthode *50%_Stance* tend à sous-estimer les valeurs de rétraction à l'appui pour les deux vitesses de trot testées.

Pour le calcul des angles de rétraction maximum, la méthode *50%_Stance* (Figure 30.C) présente un biais moyen inférieur à la méthode *minGarrot* (Figure 30.D) pour les deux vitesses de trot testées (4 m/s et 6 m/s). Les valeurs de ces biais sont de 1,7° au trot à 4 m/s et 2,6° au trot à 6 m/s pour la méthode *50%_Stance* contre 3,7° au trot à 4 m/s et 6,8° au trot à 6 m/s pour la méthode *minGarrot*. L'intervalle de confiance est également plus restreint pour la méthode *50%_Stance* pour les deux vitesses testées ([-4,8° ; 8,2°] au trot à 4 m/s et [-3,0° ; 8,2°] au trot à 6 m/s) que pour la méthode *minGarrot* ([-4,7° ; 12,0°] au trot à 4 m/s et [-0,4° ; 14,1°] au trot à 6 m/s). On observe également une augmentation du biais moyen pour le calcul des angles de rétraction maximum avec l'augmentation de vitesse pour les deux méthodes.

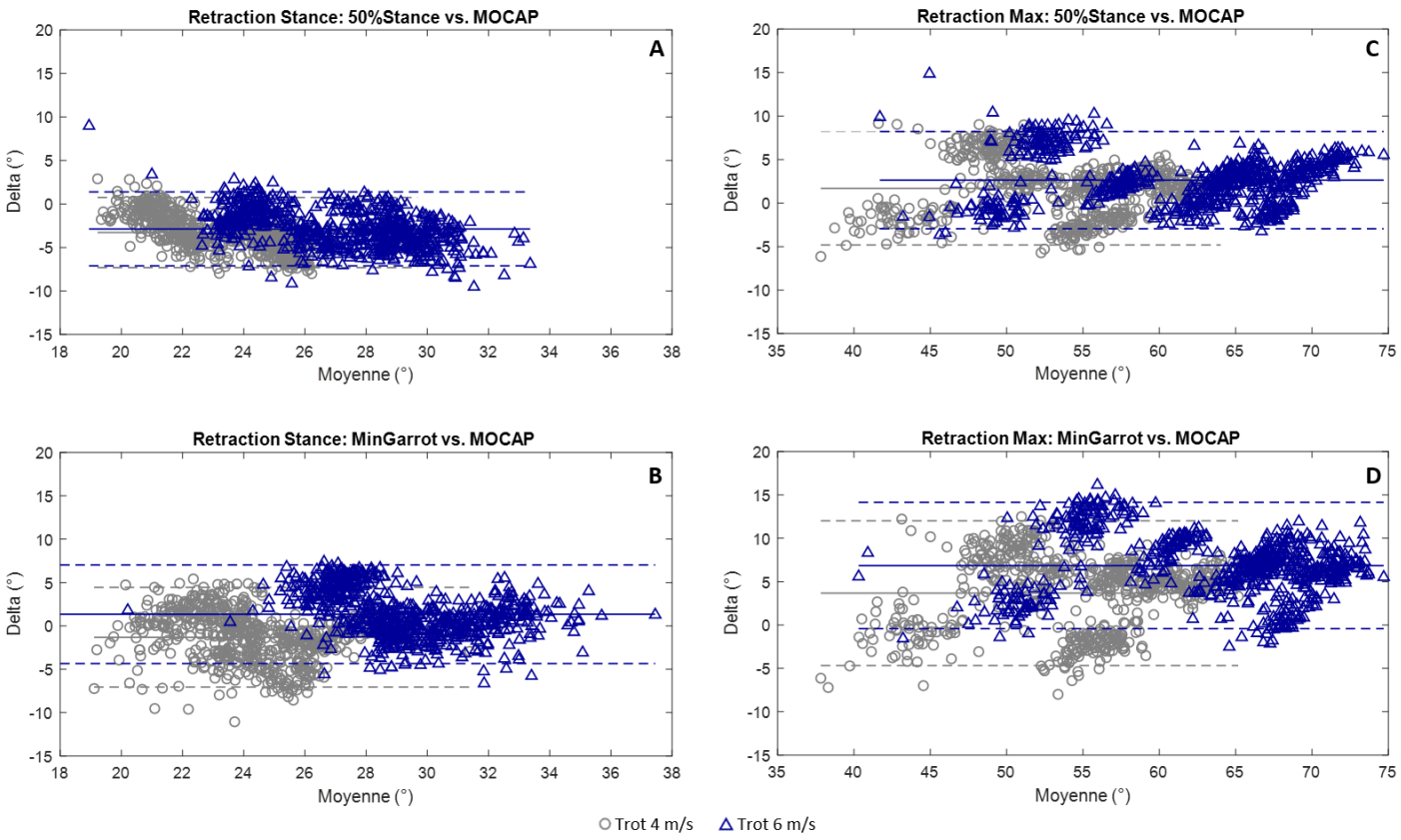


Figure 30 : Graphiques de Bland-Altman pour la comparaison des angles de rétraction obtenus à l'appui en utilisant les indices 50%_Stance (A) et minGarrot (B) et des angles de rétraction max obtenus en utilisant les indices 50%_Stance (C) et minGarrot (D) avec les angles de rétraction respectivement à l'appui et maximums obtenus à partir des données MOCAP. Les résultats pour le trot à 4 m/s sont représentés en gris (o) et les résultats au trot à 6 m/s sont représentés en bleu (Δ). La précision (biais entre la méthode développée et la MoCap) et les limites de l'intervalle de confiance (95% des valeurs) ont été représentées pour chaque graphique.

4.4 Discussion

Les angles de protraction et rétraction des membres sont des paramètres importants dans l'analyse de la locomotion du cheval. Une asymétrie des angles de protraction et rétraction des membres est généralement associée à une boiterie (Clayton, 1986a ; Clayton, 1986b ; Keegan et al., 2000 ; Weishaupt et al., 2006). L'analyse de ces mouvements peut dès lors apporter des informations utiles à la localisation de la lésion.

La majorité des études utilise la MOCAP pour mesurer les angles de protraction et rétraction des membres des chevaux (Buchner et al., 1994 ; Hodson et al., 2000 ; Martin et al., 2015). La précision de la MOCAP en fait une référence pour l'étude de la biomécanique des membres du cheval mais son utilisation en laboratoire limite ses champs d'application. D'autres études se sont penchées sur l'utilisation des IMUs pour la mesure des angles de protraction et rétraction des membres du cheval (Roepstorff et al., 2013 ; Bosch et al., 2018 ; Nankervis & Lefrançois, 2018). Cet outil de mesure, plus

polyvalent, peut alors permettre des enregistrements dans des conditions normales de travail du cheval mais nécessite l'utilisation de méthodes spécifiques pour estimer son orientation dans l'espace. Dans l'étude présentée dans ce chapitre, l'orientation de l'IMU positionné sur le canon du cheval est effectuée en définissant le moment où le canon du cheval est à la verticale comme correspondant à un angle de protraction/rétraction de zéro degré. Pour cela, deux méthodes ont été développées pour l'intégration des données gyroscopiques. La première est basée sur l'hypothèse que le canon du cheval est à la verticale à 50% de la phase d'appui (Bosch et al., 2018). La seconde est basée sur l'hypothèse que la verticalité du canon correspond au moment où le garrot atteint son point le plus bas. Cette seconde hypothèse s'appuie sur le constat que la verticalité du canon est atteinte lorsque le mouvement passe d'amortissement à propulsion (Denoix, 2014), ce changement de mouvement coïncidant également avec l'extension maximale de l'articulation métacarpo-phalangienne (Hodson et al., 2000) qui est atteinte lorsque le garrot est à son point le plus bas (Clayton, 1986a).

Ces deux méthodes ont été testées pour les mesures des angles maximums de protraction et rétraction ainsi que des angles de protraction et rétraction à l'appui. Le signal gyroscopique est connu pour dériver dans le temps (Rehbinder & Hu, 2004 ; Slajpah et al., 2014). Afin de limiter le risque de dérive, ces méthodes ont été appliquées sur des fenêtres temporelles réduites (Lepetit et al., 2018), correspondant dans notre étude à la durée des foulées ou des phases d'appui (respectivement 641 ms et 201 ms en moyenne (cf. 3.3 Résultats)).

Les résultats obtenus pour la mesure des angles maximum de protraction et rétraction sont du même ordre de grandeur que ceux mesurés par Bosch et al. (2018) qui utilisent l'indice *50%_Stance*. Les mesures des angles maximum de protraction et rétraction du membre présentent un biais inférieur avec la méthode *50%_Stance* que la méthode *minGarrot*, en comparaison avec les mesures faites avec la MOCAP, référence de l'étude. Ces biais, mesurés avec les indices *50%_Stance*, sont inférieurs à 1% de l'amplitude moyenne de protraction-rétraction maximale (ROMmax) mesurée dans notre étude avec la MOCAP aux deux vitesses de trot (ROMmax = 78,3±5,7° à 4 m/s et 92,7±8.0° à 6 m/s) pour la protraction et inférieurs à 3% du ROMmax pour la rétraction (Annexe 4). Cela valide donc le choix méthodologique effectué par Bosch et al. (2018). En revanche, les valeurs de protraction et rétraction du membre à l'appui présentent un biais inférieur avec la méthode *minGarrot*. Ces biais représentent 5,5% de l'amplitude moyenne de protraction-rétraction à l'appui (ROMstance) pour la protraction au trot à 4 m/s et 3,4% de ROMstance pour la rétraction au trot à 4 m/s. Au trot à 6 m/s, ces biais sont de 2,9% de ROMstance pour la protraction et la rétraction (Annexe 4). Contrairement à l'utilisation de l'indice *50%_Stance* qui est fixe, l'indice *minGarrot* est propre à chaque foulée et permet donc d'ajuster le moment où le canon est considéré comme étant en position verticale, permettant ainsi de réduire le biais de mesure. Néanmoins, l'application de la méthode d'intégration utilisant l'indice *minGarrot* requiert l'utilisation d'un IMU supplémentaire à ceux des membres, fixé sur le garrot. L'amplitude plus

élevée de l'intervalle de confiance mesuré avec la méthode *minGarrot* peut être dû à cet IMU et notamment au système de fixation sur le garrot dont les mouvements parasites peuvent contribuer à augmenter la variabilité de la mesure.

L'utilisation de l'indice *50%_Stance* pour les mesures des angles maximum de protraction et rétraction des membres présente des avantages, avec notamment une application qui ne nécessite pas l'ajout d'IMUs supplémentaires et des inconvénients, notamment par la perte de précision lors des mesures des angles de protraction/rétraction à l'appui, pour les mesures effectuées sur tapis roulant. Cette méthode a également été testée au trot en main (Bosch et al., 2018) et présentait des biais restreints en comparaison aux mesures effectuées par un système MOCAP (-0.27° en protraction et -0.50° en rétraction). Lorsque la fenêtre de traitement est réduite à la phase d'appui, l'utilisation de l'indice *minGarrot* présente un biais inférieur à l'utilisation des indices *50%_Stance*. Néanmoins, cette méthode nécessite d'être testée sur des essais en main ou monté.

Dans le cas d'un cheval boiteux, l'asymétrie de l'allure peut être marquée par une modification de la phase antérieure (Clayton, 1986b ; Keegan et al., 2000 ; Wheishaupt et al., 2006) ou postérieure de la foulée (Wheishaupt et al., 2006). Dans ce cas, l'identification d'une réduction de la phase antérieure ou postérieure de la foulée peut aider le clinicien à localiser la lésion responsable de la boiterie. L'utilisation d'un indice fixe tel que *50%_Stance* sur des foulées devenues asymétrique peut donc entrainer un biais dans l'analyse des mouvements de protraction et rétraction des membres de chevaux boiteux, notamment à l'appui. Sur un cheval boiteux, le mouvement du garrot est également asymétrique en amplitude (Buchner et al., 1996 ; Rhodin et al., 2018), mais nous ne disposons pas actuellement d'information sur la notion temporelle des mouvements du garrot chez le cheval boiteux. L'utilisation de l'indice *minGarrot* pour définir la verticalité du canon et en déduire la valeur absolue des angles de protraction et rétraction des membres du cheval boiteux nécessite donc des investigations complémentaires.

Afin de déterminer la méthode la plus efficiente pour l'intégration dans un outil de mesure de la locomotion des membres du cheval, ces méthodes nécessiteraient donc d'être testées en condition normale de travail du cheval, sur sols, allures et vitesses différentes, ainsi que sur chevaux boiteux.

4.5 Conclusion

Les méthodes développées pour les mesures des angles de protraction et rétraction des membres du cheval se basent sur deux hypothèses différentes. La première utilise un indice fixe *50%_Stance* pour définir le moment correspondant à la verticalité du canon (angle 0°), alors que la deuxième dépend de la position du garrot à son point le plus bas, appélée *minGarrot*, à chaque foulée. L'utilisation des indices *50%_Stance* a montré des biais inférieurs pour les mesures des angles maximums de protraction et rétraction du membre. Pour les mesures des protraction/rétraction du

membre à l'appui, l'utilisation des indices minGarrot a montré des biais inférieurs mais avec des intervalles de confiance plus larges. Contrairement à *50%_Stance*, l'utilisation des indices *minGarrot* nécessite l'ajout d'un IMU supplémentaire sur le garrot du cheval. Dans l'objectif de développement de guêtres instrumentées, la méthode *50%_Stance* sera donc plus facile à mettre en place mais son application en condition réelle de travail du cheval et dans le cas d'analyses sur chevaux boiteux nécessite d'être testé.

La mesure des angles de protraction et rétraction des membres du cheval, à l'aide d'un IMU positionné sur chacun des membres du cheval, permettrait de mesurer la symétrie de ces mouvements et leur évolution au cours du temps. Ainsi l'utilisation d'un système embarqué de mesure de la locomotion des membres du cheval pourrait permettre de détecter une dégradation de la symétrie de protraction/rétraction pouvant être associée à une douleur ou une fatigue excessive du cheval (Muñoz et al., 2006), et également permettre d'aider à localiser la zone lésée (Clayton, 1986a ; Clayton, 1986b ; Keegan et al., 2000 ; Weishaupt et al., 2006).

Chapitre 5
Conclusions et Perspectives

5 Conclusions et perspectives

5.1 Conception ergonomique d'une guêtre

Les diverses guêtres actuellement sur le marché présentent chacune des spécificités développées dans le but d'apporter une meilleure protection aux extrémités distales des membres des chevaux. Toutefois, les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles des membres des chevaux sont très peu prises en compte dans les conceptions de ces guêtres dont l'objectif principal est la protection des chocs mécaniques. De plus, les tailles de guêtres sont généralement définies à partir de la hauteur du cheval au garrot et réparties en trois (S, M et L) ou quatre classes (taille 1, taille2, taille 3, taille4) sans prendre en compte l'évolution des différentes structures du membre. Fort de ce constat, le premier objectif de ce travail de thèse a été d'apporter de nouvelles connaissances sur la conformation anatomique des membres du cheval et l'évolution des structures selon les types de chevaux. Ces données ont permis le développement d'une guêtre respectueuse des régions tendineuses et ligamentaires de l'extrémité distale du membre et de leur fonctionnement. Pour atteindre ce résultat, des prises de mesures morphométriques ont été réalisés sur une population de 118 chevaux afin de vérifier la pertinence du choix de la hauteur au garrot pour la détermination de la taille des guêtres. Ces mesures ont permis de démontrer que, contrairement au canon dont les dimensions (longueur et circonférence) ont une corrélation forte avec la hauteur au garrot, les différentes structures tendineuses et ligamentaires qui constituent la partie distale du membre présentent une corrélation moins marquée avec la hauteur au garrot, notamment les branches du ligament suspenseur du boulet. L'ensemble des mesures effectuées a constitué une base de données utile pour l'entreprise LIM France que nous avons d'ores et déjà exploitée pour la conception de nouveaux produits, notamment des guêtres ergonomiques pour la marque CWD®. Une approche complémentaire basée sur la dissection de membres thoraciques isolés a ensuite permis, à partir de cette base de données, de définir des méthodes d'estimation de l'évolution proximo-distale des structures tendineuses et ligamentaires, transposables aux mesures effectuées sur chevaux de saut d'obstacle. Ainsi, le regroupement des résultats de ces deux approches complémentaires a servi à définir une cartographie de la partie distale du membre thoracique du cheval de sport afin de développer une guêtre ergonomique.

En termes de perspective, afin de compléter la base de données morphométriques des membres distaux du cheval, des mesures ont été réalisées à l'aide d'une nappe de marqueurs positionnée sur la surface palmaire du membre thoracique distal du cheval et d'un système optoélectronique de capture du mouvement afin d'enregistrer les déformations tendineuses au cours de la locomotion. Ces données n'ont pas été exploitées dans le cadre de cette thèse et constituent une perspective à ce travail. Ainsi, les données de déformation des tendons au cours de la locomotion pourraient permettre une adaptation dynamique de la guêtre pendant les différentes phases de la foulée.

5.2 La guêtre comme objet connecté

Le deuxième objectif de ce travail de thèse a été de définir un outil et des méthodes d'instrumentation de la guêtre. L'instrumentation de la guêtre constitue une suite logique aux derniers développements portés par la marque CWD®, ayant pour objectif d'instrumenter le matériel d'équitation afin d'apporter des données objectives en complément du ressenti du cavalier. Ainsi, ce projet fait suite au développement de la selle *iJump®* permettant l'analyse de paramètres locomoteurs du cheval à l'obstacle, ainsi que de la sangle *iPulse® by Arioneo®* (Arioneo, Mont-près-Chambord, France) permettant d'aborder l'aspect physiologique par le suivi de la fréquence cardiaque du cheval à l'effort. Pour ce faire, le choix s'est orienté vers l'utilisation de centrale inertielle (Inertial Measurement Unit IMU) pour l'instrumentation de la guêtre. En effet, l'analyse de la littérature a montré que ces capteurs étaient déjà utilisés pour l'analyse de la locomotion équine. De plus, leur polyvalence et leurs possibilités de miniaturisation permettent de les intégrer facilement dans une guêtre. Le choix technologique de ces capteurs a ensuite nécessité le développement de méthodes de calcul de paramètres locomoteurs sur la base des signaux accélérométriques et gyroscopiques issues des IMUs. Dans un premier temps, la détection temporelle du début et fin de la phase d'appui à chaque foulée, appelés respectivement *Foot on* et *Foot off,* a été recherché à partir d'une seule IMU située sur le canon, correspondant à la zone protégée par la guêtre. La détection de la phase d'appui constitue la première étape de l'analyse spatio-temporelle de la locomotion du cheval. En effet, le calcul des durées d'appui et de foulée à partir des *Foot on* et *Foot off* détectés sur les deux membres antérieurs pourrait permettre d'évaluer la symétrie de locomotion du cheval et d'en détecter l'éventuelle dégradation. Deux méthodes ont traité les données gyroscopiques de l'IMU, en utilisant le seuillage ou une reconstruction en ondelettes, et deux autres méthodes ont traité des données accélérométriques en utilisant également le seuillage ou la reconstruction en ondelettes. Ces méthodes ont été confrontées aux résultats obtenus à partir des données de capture du mouvement par un système optoélectroniques (MOCAP) composé de caméras haute vitesse et de marqueurs, système de référence dans notre étude. Les méthodes développées à partir du gyroscope ont montré une plus grande précision sur tous les chevaux mesurés. L'utilisation d'ondelettes pour détecter les phases d'appui à partir du signal gyroscopique permet de s'affranchir de l'impact du pattern de foulée spécifique à chaque cheval. L'intégration de la détection des *Foot on* et *Foot off* à l'aide d'ondelettes sur le signal gyroscopique issu de l'IMU présente dans la guêtre connectée ouvre des possibilités concernant l'analyse de la locomotion équine.

En termes de perspective, l'adaptation de cette méthode à différentes allures et types de sol pourrait permettre le développement d'un outil simplifié pour l'analyse de la locomotion du cheval sur le terrain ainsi que pour l'analyse longitudinale. En effet, la mesure précise d'une asymétrie de durée d'appui

entre deux membres peut traduire l'apparition d'une boiterie. Par ailleurs, il a été démontré que le ratio entre la durée d'appui et la durée de la foulée est corrélé à la force maximale de mise en charge du membre (Witte et al., 2004). La détection de la durée de la foulée pourrait donc être un indicateur précieux de la quantification de la charge de travail au sein d'un outil connecté.

La détection des phases d'appui a constitué les bases du développement de la guêtre connectée, néanmoins d'autres informations sont nécessaires pour une analyse plus précise de la locomotion du cheval. Je me suis donc consacrée, dans un deuxième temps, au calcul des angles de protraction et rétraction des membres du cheval, paramètres cinématiques importants dans l'analyse de la locomotion, notamment pour la détection des asymétries. L'utilisation de l'IMU pour le calcul d'angles absolus de protraction et rétraction des membres nécessite l'estimation de l'orientation du capteur dans l'espace. L'analyse bibliographique nous a montré que la méthode la plus répandue pour estimer l'orientation du capteur dans l'espace est l'utilisation du filtre de Kalman. Néanmoins, les performances de cette méthode sont médiocres lors de mouvement rapide ce qui est ici notre cas dans la locomotion du cheval et en particulier des segments distaux antérieurs. Dans cette thèse, nous avons pris le parti d'opter pour une approche directe sur la base de l'intégration du signal gyroscopique. Pour cela, deux méthodes d'intégration du signal gyroscopique ont été développées afin d'obtenir l'orientation du canon. En effet la méthode intégrative nécessite la détermination d'une constante d'intégration qui, dans notre cas, doit permettre de définir l'angle zéro de protraction/rétraction du membre lorsque le canon du cheval est physiquement à la verticale. La première méthode dite « *50%_Stance* » est basée sur l'hypothèse que le canon du cheval est à la verticale à 50% de la phase d'appui. La seconde dite « *minGarrot* » est basée sur l'hypothèse que la verticalité du canon correspond au moment où le garrot atteint son point le plus bas. Cette seconde hypothèse s'appuie sur le constat que la verticalité du canon est atteinte lorsque le mouvement du membre passe d'amortissement à propulsion. Ce changement coïncide également avec l'extension maximale de l'articulation métacarpo-phalangienne qui est atteinte lorsque le garrot est à son point le plus bas. Par ailleurs, le signal gyroscopique est connu pour avoir une dérive temporelle. Pour minimiser cette dérive, les intégrations ont été effectuées sur des fenêtres temporelles restreintes à la durée des foulées ou des phases d'appui, selon si l'on mesure les angles maximum de protraction et rétraction ou les angles de protraction et rétraction à l'appui. Comme précédemment les résultats obtenus ont été comparées à ceux obtenus avec la référence MOCAP. Les angles maximum de protraction et rétraction obtenus avec la méthode « *50%_Stance* » étaient plus proches des valeurs de référence. A l'inverse, les angles de protraction et rétraction à l'appui obtenus avec la méthode « *minGarrot* » étaient plus proches des valeurs de référence.

Nos essais ont été effectués sur tapis roulant au trot, situation normalisée et contrôlée. En termes de perspective, la détermination de la méthode la plus efficiente pour les mesures des angles de

protraction et rétraction du cheval devra être validée pour des mesures sur différents sols, allures et vitesses afin de se rapprocher au plus des conditions normales d'activité du cheval. De plus, dans le cas d'un cheval boiteux, la symétrie de locomotion est dégradée. L'application des méthodes développées pour l'analyse de la protraction/rétraction des membre d'un cheval boiteux nécessite donc des développements complémentaires. En effet, les mesures des angles de protraction et rétraction à l'aide d'un IMU positionné sur chacun des membres du cheval pourraient permettre d'en mesurer leur symétrie et son évolution au cours du temps. La mesure conjointe d'autres paramètres tels que les durées de phases d'appui ou encore la descente du boulet pourrait à terme apporter des informations complémentaires utiles à l'analyse de la locomotion des membres du cheval.

5.3 La transition numérique dans l'équitation

Ce travail de recherche a permis d'exploiter l'utilisation de capteurs pour l'étude de la locomotion du cheval. Les objets connectés commencent à faire leur apparition dans le domaine équestre, notamment pour la mesure de paramètres fonctionnels ou physiologiques du cheval à l'exercice, comme par exemple la selle *iJump®* et la sangle *iPulse® by Arionéo®*. Le suivi des paramètres physiologiques du cheval athlète est encore très limité à l'entrainement et en compétition et se focalise le plus souvent sur la mesure de sa fréquence cardiaque. L'évaluation de l'intégrité de son système locomoteur résulte, quant à lui, principalement du ressenti de son cavalier et les détections d'anomalies sont bien souvent tardives. Le développement d'un système embarqué de mesure de la locomotion des membres du cheval pourrait permettre de détecter une dégradation de la symétrie locomotrice et ainsi limiter le développement d'une pathologie. Une détection précoce de lésion permettra, en plus d'éviter l'amplification de la douleur chez le cheval, de limiter les investigations vétérinaires nécessaires à localiser la lésion et également les frais qui en découlent pour le propriétaire du cheval. Du point de vue vétérinaire, un outil de mesure de la locomotion permettant de mesurer plusieurs paramètres conjointement pourrait permettre, en plus de mesurer l'asymétrie, d'aider à localiser la zone lésée. La création d'une banque de données sur le suivi longitudinal de chevaux équipés de cet outil connecté pourrait également permettre de documenter l'étio-pathogénie des lésions de l'appareil locomoteur.

Quelques outils de mesure de la locomotion du cheval au travail existent mais sont encore peu exploités car nécessitant l'ajout de matériel supplémentaire ou peu précis. Le développement d'un système embarqué de mesure de la locomotion du cheval dans un équipement habituel au travail du cheval, tel que les guêtres, est donc un élément important pour accoutumer les cavaliers à son utilisation.

Ce travail de thèse a permis la mise en place des premières phases de développement de guêtres connectées pour la mesure de la locomotion des membres du cheval, par la mesure des durées d'appui

et de foulée, mais également par la mesure des angles de protraction et rétraction des membres. L'utilisation d'IMUs ouvre de nombreuses possibilités de développement pour le calcul de paramètres locomoteurs du cheval. Nous pouvons dès lors envisager la mesure de paramètres complémentaires tels que la descente du boulet ou encore la force d'impact lors du posé du sabot au sol pour offrir un outil de mesure objectif de la locomotion du cheval aux cavaliers, entraineurs et vétérinaires. De plus, la première partie de cette thèse ouvre des perspectives sur l'aspect dynamique de la guêtre par son adaptation aux déformations tendineuses et ligamentaires liées au mouvement et encore peu pris en compte dans la conception. Ainsi, tous ces éléments réunis offrent la perspective de la guêtre de demain.

Chapitre 6
Bibliographie

6 Bibliographie

Abate, M.; Silbernagel, K. G.; Siljeholm, C.; Di Iorio, A.; De Amicis, D.; Salini, V.; Werner, S.; Paganelli, R. Pathogenesis of tendinopathies: inflammation or degeneration?. *Arthritis research & therapy* **2009**, 11(3), 235.

Allouch, S.; Boudaoud, S.; Younès, R.; Ben-Mansour, K.; Marin, F. Proposition, identification, and experimental evaluation of an inverse dynamic neuromusculoskeletal model for the human finger. *Computers in biology and medicine* **2015**, 63, 64-73.

Anwary, A.R.; Yu, H.; Vassallo, M. Optimal Foot Location for Placing Wearable IMU Sensors and Automatic Feature Extraction for Gait Analysis. *IEEE Sens. J.* **2018**, 18, 2555–2567.

Audigié, F.; Pourcelot, P.; Degueurce, C.; Geiger, D.; Denoix, J. M. Fourier analysis of trunk displacements: a method to identify the lame limb in trotting horses. *J. Biomech* **2002**, 35(9), 1173-1182.

Back,W.; Clayton, H. Equine Locomotion, 2nd ed., *W.B. Saunders, Elsevier Health: London, UK*, **2013**.

Back, W.; Schamhardt, H. C.; Savelberg, H. H. C. M.; Bogert, A. J.; Bruin, G.; Hartman, W.; Barneveld, A. How the horse moves: 1. Significance of graphical representations of equine forelimb kinematics. *Equine Vet. J.* **1995**, 27(1), 31-38.

Back, W.; Schamhardt, H. C.; Barneveld, A. Are kinematics of the walk related to the locomotion of a warmblood horse at the trot? *Veterinary Quarterly* **1996**, 18(sup2), 79-84.

Balch, O. K.; Collier, M. A.; Brusewitz, G. H.; Rigney, M. P.; Shult, M. J.; Crawford, W. H.; McAroy, R. B. Energy absorption capacity of commercial equine support boots. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* **1998**. 11, 173-177.

Barnhart, H.X., Haber, M. and Song, J. Overall concordance correlation coefficient for evaluating agreement among multiple observers. *Biometrics* **2002**, 58, 1020-7.

Barrey, E. Methods, Applications and Limitations of Gait Analysis in Horses. *Vet. J.* **1999**, 157, 7–22.

Barrey, E.; Hermelin, M.; Vaudelin, J.L.; Poirel, D.; Valette, J.P. Utilisation of an accelerometric device in equine gait analysis. *Equine Vet. J.* **1994**, 26, Suppl. 17, 7-12.

Benhajali, H.; Hausberger, M.; Richard-Yris, M. A. Behavioural repertoire: its expression according to environmental conditions, in: Martin-Rosset, M.H.a.W. (Ed.), *Horse behaviour and welfare, EAAP Scientific Series – ISSN* **2007**, 0071-2477, p. 152.

Benoit, P. Examen clinique du cheval de saut d'obstacles en situation. Bulletin de l'Académie vétérinaire de France, **2008**.

Benson, L.; Clermont, C.; Watari, R.; Exley, T.; Ferber, R. Automated Accelerometer-Based Gait Event Detection during Multiple Running Conditions. *Sensors* **2019**, 19, 1483.

Biewener, A.A.; Thomason, J.; Goodship, A.; Lanyon, L.E. Bone stress in the horse forelimb during locomotion at different gaits: A comparison of two experimental methods. *J. Biomech*. **1983**, 16, 565–576.

Biewener, A. A. Muscle-tendon stresses and elastic energy storage during locomotion in the horse. *Comparative Biochemistry and Physiology Part B: Biochemistry and Molecular Biology* **1998**, 120(1), 73-87.

Bigomar. Schéma de la cinétique d'un membre de cheval lors d'une foulée.**2006**. Lien vers la licence donnant les droits d'utilisation de l'image : https://fr.wikipedia.org/wiki/Fichier:Cinetique_membre_cheval.PNG

Birch, H.L.; McLaughlin, L.; Smith, R.K.; Goodship, A.E. Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions. *Equine Vet. J.* Suppl. **1999**, 30, 222-226

Bland, J.M.; Altman, D.G. Agreement between Methods of Measurement with Multiple Observations Per Individual. J. Biopharm. *Stat.* **2007**, 17, 571–582.

Bosch, S.; Serra Bragança, F.; Marin-Perianu, M.; Marin-Perianu, R.; van der Zwaag, B.; Voskamp, J.; Back, W.; van Weeren, R.; Havinga, P. EquiMoves: A Wireless Networked Inertial Measurement System for Objective Examination of Horse Gait. *Sensors* **2018**, 18, 850.

Boswell, R.; Mitchell, R.; Dyson, S. Lameness in the show hunter and show jumper. In. Diagnosis and Lameness in Horses, *W B Saunders* **2003**, 965 – 975.

Boutaayamou, M.; Schwartz, C.; Stamatakis, J.; Denoël, V.; Maquet, D.; Forthomme, B.; Croisier, J.L.; Macq, B.; Verly, J.G.; Garraux, G.; et al. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Med. Eng. Phys.* **2015**, 37, 226–232.

Boye, J.K.; Thomsen, M.H.; Pfau, T.; Olsen, E. Accuracy and precision of gait events derived from motion capture in horses during walk and trot. *J. Biomech*. **2014**, 47, 1220–1224.

Boyer, K.A.; Nigg, B.M. Soft tissue vibrations within one soft tissue compartment. *J. Biomech*. **2006**, 39, 645–651.

Bragança, F.M.; Bosch, S.; Voskamp, J.P.; Marin-Perianu, M.; Van der Zwaag, B.J.; Vernooij, J.C.M.; van Weeren, P.R.; Back, W. Validation of distal limb mounted inertial measurement unit sensors for stride detection in Warmblood horses at walk and trot. *Equine Vet. J.* **2017**, 49, 545–551.

Buchner, H.H.F.; Savelberg, H.H.C.M.; Schamhardt, H.C.; Merkens, H.W.; Barneveld, A. Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses. *Vet. Q*. **1994**, 16, 87–90.

Buchner, H.H.F.; Savelberg, H.H.C.M.; Schamhardt, H.C.; Barneveld, A. Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore-or hindlimb lameness. *Equine Vet. J.* **1996**, 28, 71–76.

Cano, M.R.; Vivo, J.; Miró, F.; Morales, J.L.; Galisteo, A.M. Kinematic characteristics of Andalusian, Arabian and Anglo-Arabian horses: A comparative study. *Res. Vet. Sci.* **2001**, 71, 147–153.

Caramia, C.; De Marchis, C.; Schmid, M. Optimizing the Scale of a Wavelet-Based Method for the Detection of Gait Events from a Waist-Mounted Accelerometer under Different Walking Speeds. *Sensors* **2019**, 19, 1869.

Chateau, H.; Degueurce, C.; Jerbi, H.; Crevier-Denoix, N.; Pourcelot, P.; Audigié, F.; Denoix, J. M. Normal three-dimensional behaviour of the metacarpophalangeal joint and the effect of uneven foot bearing. *Equine Vet. J.* **2001**, 33(S33), 84-88.

Chateau, H.; Degueurce, C.; Denoix, J. M. Evaluation of three-dimensional kinematics of the distal portion of the forelimb in horses walking in a straight line. *Am. J. Vet. Res.* **2004**, 65(4), 447-455.

Chateau, H.; Degueurce, C.; Denoix, J.-M. Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. *Equine Vet. J.* **2010**, 38, 164–169.

Childs, B. A.; Pugliese, B. R.; Carballo, C. T.; Miranda, D. L.; Brainerd, E. L.; Kirker-Head, C. A. Three-dimensional kinematics of the equine metacarpophalangeal joint using x-ray reconstruction of moving morphology–a pilot study. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* **2017**, 30(4), 248-255.

Clark, D.K.; Friend, T.H.; Dellmeier, G. The effect of orientation during trailer transport on heart-rate, cortisol and balance in horses. *Applied Animal Behaviour Science* **1993**, 38, 179-189.

Clayton, H. M. Cinematographic analysis of the gait of lame horses. *Journal of Equine Veterinary Science* **1986a**, 6(2), 70-78.

Clayton, H. M. Cinematographic analysis of the gait of lame horses II: chronic sesamoiditis. *Journal of Equine Veterinary Science* **1986b**, 6(6), 310-320.

Clayton, H.M. The effect of an acute hoof wall angulation on the stride kinematics of trotting horses. *Equine Vet. J.* **1990**, 22, 86–90.

Clayton, H. M.; Sha, D.; Stick, J.; Elvin, N. 3D kinematics of the equine metacarpophalangeal joint at walk and trot. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* **2007**, 20, 86-91.

Clayton, H. M.; Lavagnino, M.; Kaiser, L. J.; Stubbs, N. C. Swing phase kinematic and kinetic response to weighting the hind pasterns. *Equine Vet. J.* **2011**, 43(2), 210-215.

Cooper, G.; Sheret, I.; McMillian, L.; Siliverdis, K.; Sha, N.; Hodgins, D.; Kenney, L. P. J.; Howard, D. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *J. Biomech.* **2009**, 42(16), 2678-2685.

Crevier-Denoix, N.; Pourcelot, P.; Jerbi, H.; Ravary, B.; Denoix, J. M. Particularités anatomiques et biomécaniques des tendons fléchisseurs. 9e Congrès de Médecine & Chirurgie Equine de Genève. Edited by CHUIT, P. and MONTAVON, S. Genève,(Switzerland). **2005**.

Crevier-Denoix, N.; Pourcelot, P.; Ravary, B.; Robin, D.; Falala, S.; Uzel, S.; Chateau, H. Influence of track surface on the equine superficial digital flexor tendon loading in two horses at high speed trot. *Equine Vet. J.* **2009**, 41(3), 257-261.

Crevier-Denoix, N.; Falala, S.; Holden-Douilly, L.; Camus, M.; Martino, J.; Ravary-Plumioen, B.; Vergari, C.; Desquilbet, L.; Denoix, J.-M.; Chateau, H.. Comparative kinematic analysis of the leading and trailing forelimbs of horses cantering on a turf and a synthetic surface: Forelimb kinematics at the canter on turf and synthetic surfaces. *Equine Vet. J.* **2013**, 45, 54–61.

Cruz, A.M.; Maninchedda, U.E.; Burger, D.; Wanda, S.; Vidondo, B. Repeatability of gait pattern variables measured by use of extremity-mounted inertial measurement units in nonlame horses during trotting. *Am. J. Vet. Res.* **2017**, 78, 1011–1018.

De Cocq, P. D.; Van Weeren, P. R.; Back, W. Effects of girth, saddle and weight on movements of the horse. *Equine Vet. J.* **2004**, 36(8), 758-763.

De Cocq, P.; Van Weeren, P. R.; Back, W. Saddle pressure measuring: Validity, reliability and power to discriminate between different saddle-fits. *Vet. J.* **2006**, 172(2), 265-273.

De Cocq, P.; Clayton, H. M.; Terada, K.; Muller, M.; Van Leeuwen, J. L. Usability of normal force distribution measurements to evaluate asymmetrical loading of the back of the horse and different rider positions on a standing horse. *Vet. J.* **2009**, 181(3), 266-273.

Dejnabadi, H.; Jolles, B. M.; Casanova, E.; Fua, P.; Aminian, K. Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **2006**, 53(7), 1385-1393.

Denoix, J. M. Functional anatomy of tendons and ligaments in the distal limbs (manus and pes). *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice* **1994**, 10(2), 273-322.

Denoix, J. M. Functional anatomy of the equine interphalangeal joints. *In Proc. Am. Ass. equine Practnrs*, **1999**, 45, 174-177.

Denoix, J. M.; Dyson, S. J. The thoracolumbar spine. In Diagnosis and Lameness in Horses. *WB Saunders* **2003**, 509– 521.

Denoix, J. M. Biomécanique et gymnastique du cheval. *Vigot*. **2014**.

Doheny, E.P.; Foran, T.G.; Greene, B.R. A single gyroscope method for spatial gait analysis. In Proceedings of the 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Buenos Aires, Argentina, 31 August–4 September **2010**, pp. 1300–1303.

Drevemo, S.; Dalin, G.; Fredricson, I.; Hjerten, G. Equine locomotion: 1. The analysis of linear and temporal stride characteristics of trotting Standardbreds. *Equine Vet. J.* **1980**, 12, 60–65.

Dyson, S.; Pollard, D. Application of a Ridden Horse Pain Ethogram and Its Relationship with Gait in a Convenience Sample of 60 Riding Horses. *Animals* **2020**, 10(6), 1044.

Fruehwirth, B.; Peham, C.; Scheidl, M.; Schobesberger, H. Evaluation of pressure distribution under an English saddle at walk, trot and canter. *Equine Vet. J.* **2004**, 36(8), 754-757.

Galisteo, A.M.; Garrido-Castro, J.L.; Miró, F.; Plaza, C.; Medina-Carnicer, R. Assessment of a method to determine the stride phases in trotting horses from video sequences under field conditions. *Wien. Tierarztl. Mon.* **2010**, 97, 65-73.

Gustås, P.; Johnston, C.; Roepstorff, L.; Drevemo, S. In vivo transmission of impact shock waves in the distal forelimb of the horse. *Equine Vet. J.* **2001**, 33(S33), 11-15.

Hada, T.; Onaka, T.; Takahashi, T.; Hiraga, A.; Yagi, K. Effects of novelty stress on neuroendocrine activities and running performance in thoroughbred horses. *Journal of Neuroendocrinology* **2003**, 15, 638-648.

Hamel, M. Etude morphométrique de la région métacarpo-phalangienne chez le cheval en vue de l'élaboration de guêtres ergonomiques. Thèse pour le Doctorat Vétérinaire. Faculté de médecine de Créteil. **2018**.

Henry, S.; Hemery, D.; Richard, M. A.; Hausberger, M. Human–mare relationships and behaviour of foals towardhumans. *Appl. Anim. Behav. Sci.* **2005**, 93, 341–362

Henry, S.; Richard-Yris, M. A.; Hausberger, M. Influence of various early human–foal interferences onsubsequent human–foal relationship. *Dev. Psychobiol.* **2006**, 48, 712–718.

Hernlund, E.; Egenvall, A.; Peterson, M.L.; Mahaffey, C.A.; Roepstorff, L. Hoof accelerations at hoof-surface impact for stride types and functional limb types relevant to show jumping horses. *Vet. J.* **2013**, 198, e27–e32.

Higgins, G.; Martin, S. Posture and Performance. *Kenilworth Press Limited* **2015**.

Hinkle, D.E.; Wiersma, W.; Jurs, S. Applied Statistics for the Behavioral Sciences. Boston, Houghton Mifflin, **2002**.

Hodson, E.; Clayton, H.M.; Lanovaz, J.L. The forelimb in walking horses: 1. Kinematics and ground reaction forces. *Equine Vet. J.* **2000**, 32, 287–294.

Hopegood, L.; Sander, L.; Ellis, A. D. The influence of boot design on exercise associated surface temperature of tendons in horses. *Comparative Exercise Physiology* **2013**, 9(3-4), 147-152.

Jobert, M.; Tismer, C.; Poiseau, E.; Schulz, H. Wavelets—a new tool in sleep biosignal analysis. *J. Sleep Res.* **1994**, 3, 223–232.

Keegan, K.G.; Pai, P.F.; Wilson, D.A.; Smith, B.K. Signal decomposition method of evaluating head movement to measure induced forelimb lameness in horses trotting on a treadmill. *Equine Vet. J.* **2001**, 33, 446–451.

Keegan, K.G.; Wilson, D.A.; Smith, B.K.; Wilson, D.J. Changes in kinematic variables observed during pressure-induced forelimb lameness in adult horses trotting on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research* **2000**, 61, 612–619.

Kicker, C. J.; Peham, C.; Girtler, D.; Licka, T. Influence of support boots on fetlock joint angle of the forelimb of the horse at walk and trot. *Equine Vet. J.* **2004**, 36(8), 769-771.

Kobluk, C. N.; Johnston, G. R.; Lauper, L. A scintigraphic investigation of magnetic field therapy on the equine third metacarpus. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* **1994**, 7(01), 9-13.

Kramer, J.; Keegan, K.G.; Wilson, D.A.; Smith, B.K.; Wilson, D.J. Kinematics of the hind limb in trotting horses after induced lameness of the distal intertarsal and tarsometatarsal joints and intra-articular administration of anesthetic. *Am. J. Vet. Res.* **2000**, 61, 1031–1036.

Lansade, L.; Bouissou, M. F. Recherche d'un lien entre le tempérament du cheval et son aptitude à être utilisé. In:Compte-rendu de la 31ème Journée de la Recherche Equine, 2 mars **2005**, Paris, pp. 119–130.

Lawson, S. E.; Chateau, H.; Pourcelot, P.; Denoix, J. M.; Crevier-Denoix, N. Sensitivity of an equine distal limb model to perturbations in tendon paths, origins and insertions. *J. Biomech.* **2007**, 40(11), 2510-2516.

Lepetit, K.; Ben Mansour, K.; Boudaoud, S.; Kinugawa-Bourron, K.; Marin, F. Evaluation of the kinetic energy of the torso by magneto-inertial measurement unit during the sit-to-stand movement. *J. Biomech.* **2018**, 67, 172–176.

Lin, L.I. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics.* **1989**, 45, 255-68.

Lindner, A.; Köster, A. Cross sectional area of forelimb metacarpal region flexor tendons in horses of different breeds and age. *Comp. Exerc. Physiol.* **2014**, 10(3), 187-198.

Luinge, H. J.; Veltink, P. H. Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering* **2004**, 12(1), 112-121.

Luinge, H. J.; Veltink, P. H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and computing* **2005**, 43(2), 273-282.

Mallat, S.G. A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* **1989**, 11, 674–693.

Marin, F.; Fradet, L.; Lepetit, K.; Hansen, C.; Mansour, K. B. Inertial measurement unit in biomechanics and sport biomechanics: Past, present, future. *In ISBS-Conference Proceedings Archive*. **2015**.

Martin, P.; Chateau, H.; Pourcelot, P.; Duray, L.; Chèze, L. Effects of a prototype saddle (short panels) on the biomechanics of the equine back: preliminary results, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* **2015**, 18:sup1, 1990-1991.

Meershoek, L.S.; Roepstorff, L.; Schamhardt, H.C.; Johnston, C.; Bobbert, M.F. Joint moments in the distal forelimbs of jumping horses during landing. *Equine Vet. J.* **2010**, 33, 410–415.

Merkens, H.W.; Schamhardt, H.C. Relationships between ground reaction force patterns and kinematics in the walking and trotting horse. *Equine Vet. J*. **1994**, 26, 67–70.

Meschan, E. M.; Peham, C.; Schobesberger, H.; Licka, T. F. The influence of the width of the saddle tree on the forces and the pressure distribution under the saddle. *Vet. J.* **2007**, 173(3), 578-584.

Montavon S.; Nido Wälty A. La santé du cheval dans le sport de saut – 3ème partie: les phases du saut, *Bulletin FSSE* **2013**, 16, 22 – 25.

Moorman, V.J.; Reiser II, R.F.; McIlwraith, C.W.; Kawcak, C.E. Validation of an equine inertial measurement unit system in clinically normal horses during walking and trotting. *Am. J. Vet. Res.* **2012**, 73, 1160–1170.

Muñoz, A.; Cuesta, I.; Riber, C.; Gata, J.; Trigo, P.; Castejón, F. M. Trot asymmetry in relation to physical performance and metabolism in equine endurance rides. *Equine Vet. J.* **2006**, 38(S36), 50-54.

Murphy, J. Weighted boots influence performance in show-jumping horses. *Vet. J.* **2009**, 181(1), 74-76.

Murray, R.C.; Dyson, S.J.; Tranquille, C.; Adams, V. Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. *Equine Vet. J.* **2006**, 38, 411–416.

Murray, R.; Guire, R.; Fisher, M.; Fairfax, V. Girth pressure measurements reveal high peak pressures that can be avoided using an alternative girth design that also results in increased limb protraction and flexion in the swing phase. *Vet. J.* **2013**, 198(1), 92-97.

Nankervis, K. J.; Lefrancois, K. A comparison of protraction-retraction of the distal limb during treadmill and water treadmill walking in horses. *Journal of Equine Veterinary Science* **2018**, 70, 57-62.

Nez, A.; Fradet, L.; Laguillaumie, P.; Monnet, T.; Lacouture, P. Simple and efficient thermal calibration for MEMS gyroscopes. *Med. Eng. Phys.* **2018**, 55, 60–67.

Nguyen, M.D.; Mun, K.R.; Jung, D.; Han, J.; Park, M.; Kim, J.; Kim, J. IMU-based Spectrogram Approach with Deep Convolutional Neural Networks for Gait Classification. In Proceedings of the 2020 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE), Las Vegas, NV, USA, 4–6 January **2020**; pp. 1–6.

O'Connor, C.M.; Thorpe, S.K.; O'Malley, M.J.; Vaughan, C.L. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait Posture* **2007**, 25, 469–474.

Olsen, E.; Haubro Andersen, P.; Pfau, T. Accuracy and Precision of Equine Gait Event Detection during Walking with Limb and Trunk Mounted Inertial Sensors. *Sensors* **2012**, 12, 8145–8156.

Pacini Panebianco, G.; Bisi, M.C.; Stagni, R.; Fantozzi, S. Analysis of the performance of 17 algorithms from a systematic review: Influence of sensor position, analysed variable and computational approach in gait timing estimation from IMU measurements. *Gait Posture* **2018**, 66, 76–82.

Pang, Y.; Christenson, J.; Jiang, F.; Lei, T.; Rhoades, R.; Kern, D.; Thompson, J.A.; Liu, C. Automatic detection and quantification of hand movements toward development of an objective assessment of tremor and bradykinesia in Parkinson's disease. *J. Neurosci. Methods* **2020**, 333, 108576.

Park, J.S.; Lee, S.W.; Park, U. R Peak Detection Method Using Wavelet Transform and Modified Shannon Energy Envelope. *J. Healthc. Eng.* **2017**, 2017, 4901017.

Peham, C.; Licka, T.; Schobesberger, H.; Meschan, E. Influence of the rider on the variability of the equine gait. *Human Movement Science* **2004**, 23(5), 663-671.

Pfau, T.; Starke, S.D.; Tröster, S.; Roepstorff, L. Estimation of vertical tuber coxae movement in the horse from a single inertial measurement unit. *Vet. J.* **2013**, 198, 498–503.

Pratt, G.W. Model for injury to the foreleg of the Thoroughbred racehorse. *Equine Vet. J. Sup.* **1997**, 23, 30-32.

Rehbinder, H.; Hu, X. Drift-free attitude estimation for accelerated rigid bodies. *Automatica* **2004**, 40(4), 653-659.

Reilly, T. Ergonomics in sport and physical activity: Enhancing performance and improving safety. Champaign, IL: *Human Kinetics* **2010**.

Rezvanian, S.; Lockhart, T. Towards Real-Time Detection of Freezing of Gait Using Wavelet Transform on Wireless Accelerometer Data. *Sensors* **2016**, 16, 475.

Rhodin, M.; Persson-Sjodin, E.; Egenvall, A.; Serra Bragança, F.M.; Pfau, T.; Roepstorff, L.; Weishaupt, M.A.; Thomsen, M.H.; Van Weeren, P.R.; Hernlund, E. Vertical movement symmetry of the withers in horses with induced forelimb and hindlimb lameness at trot. *Equine Vet. J.* **2018**, 50(6), 818-824.

Robert, C.; Valette, J.P.; Denoix, J.M. The effects of treadmill inclination and speed on the activity of two hindlimb muscles in the trotting horse. *Equine Vet. J.* **2000**, 32, 312–317.

Robert, C.; Valette, J.P.; Pourcelot, P.; Audigie, F.; Denoix, J.M. Effects of trotting speed on muscle activity and kinematics in saddlehorses. *Equine Vet. J.* **2002**, 34, 295–301.

Robin, D.; Chateau, H.; Pacquet, L.; Falala, S.; Valette, J.P.; Pourcelot, P.; Crevier-Denoix, N. Use of a 3D dynamometric horseshoe to assess the effects of an all-weather waxed track and a crushed sand track at high speed trot: preliminary study. *Equine Vet. J.* **2009**, 41(3), 253-256.

Roepstorff, L.; Wiestner, T.; Weishaupt, M.A.; Egenvall, E. Comparison of microgyro-based measurements of equine metatarsal/metacarpal bone to a high speed video locomotion analysis system during treadmill locomotion. *Vet. J.* **2013**, 198 (Suppl. 1), e157–e160.

Rumpler, B.; Riha, A.; Licka, T.; Kotschwar, A.; Peham, C. Influence of shoes with different weights on the motion of the limbs in Icelandic horses during toelt at different speeds. *Equine Vet. J.* **2010**, 42(s38), 451-454.

Sahoo, S.; Saboo, M.; Pratihar, D.K.; Mukhopadhyay, S. Real-Time Detection of Actual and Early Gait Events During Level-Ground and Ramp Walking. *IEEE Sens. J.* **2020**.

Salarian, A.; Russmann, H.; Vingerhoets, F.J.G.; Dehollain, C.; Blanc, Y.; Burkhard, P.R.; Aminian, K. Gait Assessment in Parkinson's Disease: Toward an Ambulatory System for Long-Term Monitoring. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2004**, 51, 1434–1443.

Sapone, M.; Martin, P.; Chateau, H.; Parmentier, J.; Ben Mansour, K.; Marin, F. Sizing of inertial sensors adapted to measurement of locomotor parameters in horses using motion capture. 44th Congress of the Société de Biomécanique, Poitiers, France, 2019 October. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* **2019**, 22, S1–S393.

Sapone, M.; Martin, P.; Ben Mansour, K.; Château, H.; Marin, F. Comparison of Trotting Stance Detection Methods from an Inertial Measurement Unit Mounted on the Horse's Limb. *Sensors* **2020**, 20(10), 2983.

Silver, I. A.; Brown, P. M.; Goodship, A. E. A clinical and experimental study of tendon injury, healing and treatment in the horse. *Equine Vet. J. Sup.* **1983**, 1, 1–43.

Singer, E.R.; Barnes, J.; Saxby, F.; Murray, J.K. Injuries in the event horse: Training versus competition. *Vet. J.* **2008**, 175, 76–81.

Šlajpah, S.; Kamnik, R.; Munih, M. Kinematics based sensory fusion for wearable motion assessment in human walking. *Computer methods and programs in biomedicine* **2014**, 116(2), 131-144.

Soangra, R.; Lockhart, T.E.; Van de Berge, N. An approach for identifying gait events using wavelet denoising technique and single wireless IMU. *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.* **2011**, 55, 1990–1994.

Starke, S.D.; Clayton, H.M. A universal approach to determine footfall timings from kinematics of a single foot marker in hoofed animals. *PeerJ*. **2015**, 3, e783.

Steyn, P. F.; Ramey, D. W.; Kirschvink, J.; & Uhrig, J. Effect of a static magnetic field on blood flow to the metacarpus in horses. *Journal of the American Veterinary Medical Association* **2000**, 217(6), 874-877.

Thomason, J. J. ; Peterson, M. L. Biomechanical and mechanical investigations of the hoof-track interface in racing horses. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice* **2008**, 24(1), 53-77.

Tijssen, M.; Hernlund, E.; Rhodin, M.; Bosch, S.; Voskamp, J. P.; Nielen, M.; Serra Bragança, F. M. Automatic detection of break-over phase onset in horses using hoof-mounted inertial measurement unit sensors. *PloS one* **2020**, 15(5), e0233649.

Tumkur, K.; Subbiah, S. Modeling Human Walking for Step Detection and Stride Determination by 3-Axis Accelerometer Readings in Pedometer. In Proceedings of the 2012 Fourth International Conference on Computational Intelligence, Modelling and Simulation, Kuantan, Malaysia, 25–27 September **2012**; pp. 199–204.

Verlinde, D.; Beckers, F.; Ramaekers, D.; Aubert, A.E. Wavelet decomposition analysis of heart rate variability in aerobic athletes. *Auton. Neurosci.* **2001**, 90, 138–141.

Viry, S.; De Graaf, J. B.; Frances, J. P.; Berton, E.; Laurent, M.; Nicol, C. Combined influence of expertise and fatigue on riding strategy and horse–rider coupling during the time course of endurance races. *Equine Vet. J.* **2015**, 47(1), 78-82.

Viry, S.; Sleimen-Malkoun, R.; Temprado, J. J.; Frances, J. P.; Berton, E.; Laurent, M.; Nicol, C. Patterns of horse-rider coordination during endurance race: a dynamical system approach. *PloS one* **2013**, 8(8), e71804.

Walker, V. A.; Tranquille, C. A.; Newton, J. R.; Dyson, S. J.; Brandham, J.; Northrop, A. J.; Murray, R. C. Comparison of limb kinematics between collected and lengthened (medium/extended) trot in two groups of dressage horses on two different surfaces. *Equine Vet. J.* **2017**, 49(5), 673-680.

Weishaupt, M. A.; Wiestner, T.; Hogg, H. P.; Jordan, P.; Auer, J. A. Compensatory load redistribution of horses with induced weightbearing hindlimb lameness trotting on a treadmill. *Equine Vet. J.* **2004**, 36(8), 727-733.

Weishaupt, M. A.; Wiestner, T.; Hogg, H. P.; Jordan, P.; Auer, J. A. Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing forelimb lameness trotting on a treadmill. *Vet. J.* **2006**, 171(1), 135-146.

Westermann, S.; Stanek, C.; Schramel, J. P.; Ion, A.; Buchner, H. H. F. The effect of airflow on thermographically determined temperature of the distal forelimb of the horse. *Equine Vet. J.* **2013**, 45(5), 637-641.

Westermann, S.; Windsteig, V.; Schramel, J. P.; Peham, C. Effect of a bandage or tendon boot on skin temperature of the metacarpus at rest and after exercise in horses. *Am. J. Vet. Res.* **2014**, 75(4), 375-379.

Willemen, M. A.; Savelberg, H. H. C. M.; Barneveld, A. The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. *Equine Vet. J.* **1999**, 31(1), 25-30.

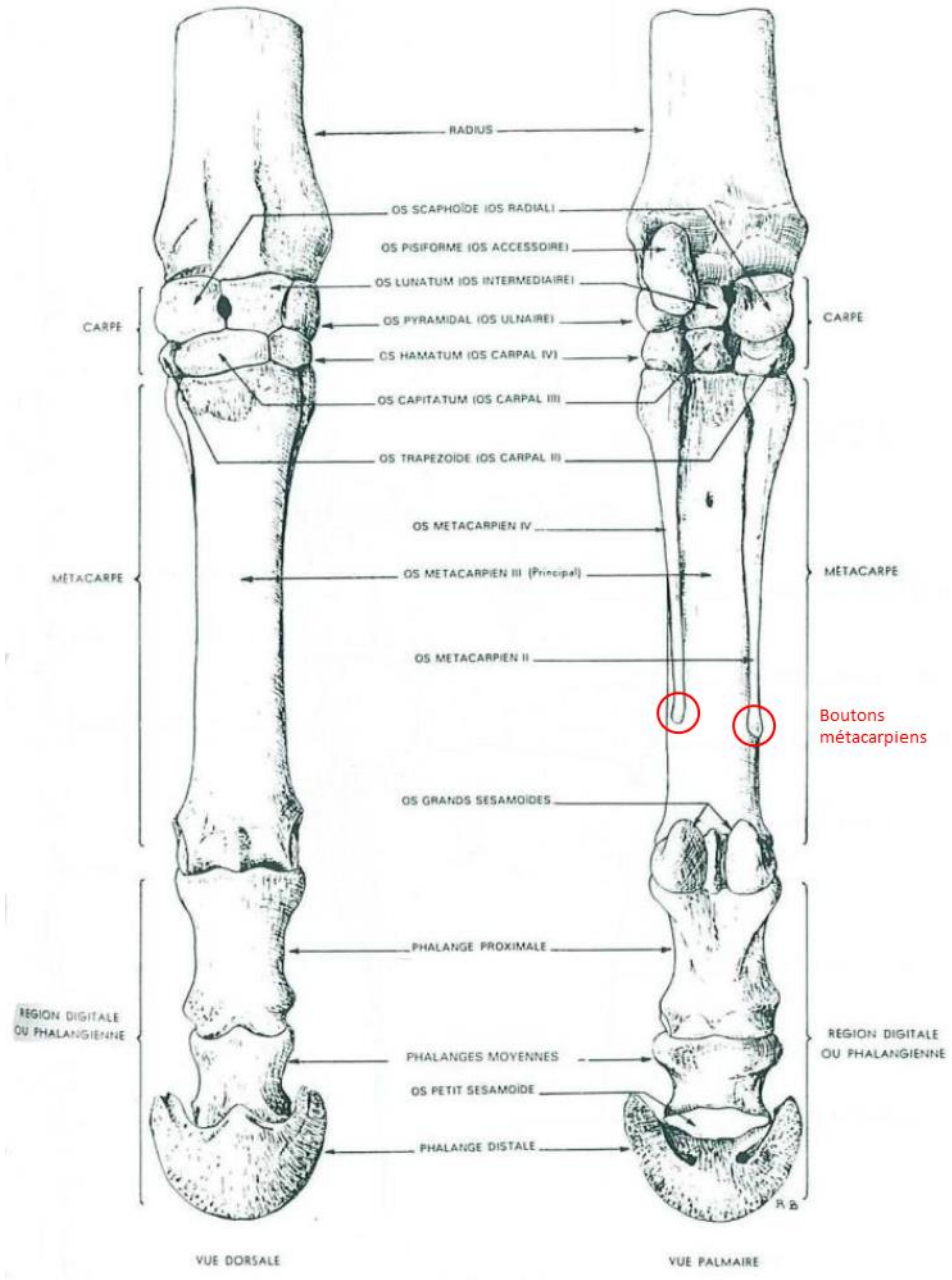
Wilson, A.M.; Watson, J.C.; Lichtwark, G.A. Biomechanics: A catapult action for rapid limb protraction. *Nature* **2003**, 421, 35–36.

Witte, T.H. Determination of peak vertical ground reaction force from duty factor in the horse (Equus caballus). *J. Exp. Biol.* **2004**, 207, 3639–3648.

Zhu, R.; Zhou, Z. A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Transactions on Neural systems and rehabilitation engineering* **2004**, 12(2), 295-302.

Annexes

Annexe 1 : Ostéologie de la région métacarpo-phalangienne du membre thoracique gauche du cheval et localisation des boutons métacarpiens, d'après Barone R. (1986)



Annexe 2 : tableau regroupant les coefficients de concordance de Lin permettant d'évaluer la répétabilité des mesures M2 à M9 effectuées et leur interprétation selon les définitions de Partik et al. (2002).

	Valeur du CC de Lin	Intervalle de confiance	Interprétation de la valeur du CC de Lin
M2 **Longueur du canon**	0,81	[0,65 ; 0,97]	**Plutôt bon**
M3 **Diamètre du canon sous carpe**	0,93	[0,88 ; 0,98]	**Très bon**
M4 **Diamètre du canon au dessus du boulet**	0,93	[0,87 ; 0,99]	**Très bon**
M5 **Distance entre les boutons métacarpiens**	0,92	[0,86 ; 0,98]	**Très bon**
M6 **Distance entre les branches du suspenseur**	0,94	[0,89 ; 0,99]	**Très bon**
M7 **Largeur des fléchisseurs**	0,87	[0,77 ; 0,97]	**Plutôt bon**
M8 **Largeur branche latérale suspenseur**	0,83	[0,69 ; 0,97]	**Plutôt bon**
M9 **Diamètre du boulet**	0,95	[0,91 ; 0,99]	**Très bon**

Annexe 3 : Interprétation des coefficients de Pearson selon les règles définies par Hinkle et al., (2002)

Valeur du coefficient de corrélation de Pearson	Interprétation
0,90 à 1,00	Corrélation très forte
0,70 à 0,90	Corrélation forte
0,50 à 0,70	Corrélation modérée
0,30 à 0,50	Corrélation Faible
0,00 à 0,30	Corrélation négligeable

Annexe 4 : Tableau regroupant les amplitudes de protraction/rétraction des membres (ROM) à l'appui et maximales aux deux vitesses de trot enregistrées, et les biais des deux méthodes développées (*50%_Stance* et *minGarrot*) pour les mesures des angles de protraction et rétraction des membres, exprimés en pourcentage du ROM.

	Vitesse (m/s)	ROM (°)	Biais Protraction (%)		Biais Rétraction (%)	
			50%_Stance	minGarrot	50%_Stance	minGarrot
Protraction/Rétraction à l'appui	**4**	38,8±2,3	10,6	5,5	8,5	3,4
	6	46,1±2,5	6,2	2,9	6,2	2,9
Protraction/Rétraction maximum	**4**	78,3±5,7	0,9	1,6	2,2	4,7
	6	92,7±8,0	0,2	4,3	2,8	7,4