

Année 2018



**ANALYSE DYNAMIQUE
DES MEMBRES POSTÉRIEURS DU CHEVAL
AU TROT ET AU GALOP SUR LE CERCLE**

THÈSE

Pour le

DOCTORAT VÉTÉRINAIRE

Présentée et soutenue publiquement devant

LA FACULTÉ DE MÉDECINE DE CRÉTEIL

Le 31/10/2018

par

Sarah, Marie, Valérie FLORENTIN

Née le 26 septembre 1993 à Dijon (Côte-d'Or)

JURY

Président : Pr. CHOUAID

Professeur à la Faculté de Médecine de CRÉTEIL

Membres

Directeur : Pr. Nathalie CREVIER-DENOIX

Professeur à l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort

Assesseur : Pr. Jean Marie DENOIX

Professeur à l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort

LISTE DU CORPS ENSEIGNANT

Septembre 2018

Liste des membres du corps enseignant



Directeur : Pr Christophe Degueurce

Directeur des formations : Pr Henry Chateau

Directrice de la scolarité et de la vie étudiante : Dr Catherine Colmin

Directeurs honoraires : MM. les Professeurs C. Pilet, B. Toma, A.-L. Parodi, R. Moraillon, J.-P. Cotard, J.-P. Mialot & M. Gogny

Département d'Élevage et de Pathologie des Équidés et des Carnivores (DEPEC)

Chef du département : Pr Grandjean Dominique - Adjoint : Pr Blot Stéphane

<p>Unité pédagogique d'anesthésie, réanimation, urgences, soins intensifs</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Fernandez Parra Rocio, Maître de conférences associée - Dr Verwaerde Patrick, Maître de conférences (convention EnvT) <p>Unité pédagogique de clinique équine</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Audigé Fabrice - Dr Bertoni Lélia, Maître de conférences - Dr Bourzac Céline, Chargée d'enseignement contractuelle - Dr Coudry Virginie, Praticien hospitalier - Pr Denoix Jean-Marie - Dr Giraudet Aude, Praticien hospitalier - Dr Herout Valentin, Chargé d'enseignement contractuel - Dr Jacquet Sandrine, Praticien hospitalier - Dr Mespouilhès-Rivière Céline, Praticien hospitalier* - Dr Moiroud Claire, Praticien hospitalier <p>Unité pédagogique de médecine et imagerie médicale</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Benchekroun Ghita, Maître de conférences - Pr Blot Stéphane* - Dr Canonne-Guibert Morgane, Chargée d'enseignement contractuelle - Dr Freiche-Legros Valérie, Praticien hospitalier - Dr Maurey-Guéneac Christelle, Maître de conférences 	<p>Unité pédagogique de médecine de l'élevage et du sport</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Cléro Delphine, Maître de conférences - Dr Fontbonne Alain, Maître de conférences - Pr Grandjean Dominique* - Dr Maenhoudt Cindy, Praticien hospitalier - Dr Nudeltmann Nicolas, Maître de conférences <p>Unité pédagogique de pathologie chirurgicale</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Fayolle Pascal - Dr Manassero Mathieu, Maître de conférences - Pr Viateau-Duval Véronique* <p>Discipline : cardiologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Chetboul Valérie <p>Discipline : ophtalmologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Chahory Sabine, Maître de conférences <p>Discipline : nouveaux animaux de compagnie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Pignon Charly, Praticien hospitalier
--	---

Département des Productions Animales et de Santé Publique (DPASP)

Chef du département : Pr Millemann Yves - Adjoint : Pr Dufour Barbara

<p>Unité pédagogique d'hygiène, qualité et sécurité des aliments</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Augustin Jean-Christophe* - Dr Bolnot François, Maître de conférences - Pr Cartier Vincent <p>Unité pédagogique de maladies réglementées, zoonoses et épidémiologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Crozet Guillaume, Chargé d'enseignement contractuel - Pr Dufour Barbara* - Pr Haddad/Hoang-Xuan Nadia - Dr Rivière Julie, Maître de conférences <p>Unité pédagogique de pathologie des animaux de production</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Adjou Karim - Dr Belbis Guillaume, Maître de conférences* - Dr Delsart Maxime, Maître de conférences associé - Dr Denis Marine, Chargée d'enseignement contractuelle - Pr Millemann Yves - Dr Plassard Vincent, Praticien hospitalier - Dr Ravary-Plumioën Bérangère, Maître de conférences 	<p>Unité pédagogique de reproduction animale</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Constant Fabienne, Maître de conférences* - Dr Desbois Christophe, Maître de conférences (rattaché au DEPEC) - Dr Mauffré Vincent, Maître de conférences <p>Unité pédagogique de zootechnie, économie rurale</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Arné Pascal, Maître de conférences - Pr Bossé Philippe* - Dr De Paula Reis Alline, Maître de conférences - Pr Grimard-Ballif Bénédicte - Dr Leroy-Barassin Isabelle, Maître de conférences - Pr Ponter Andrew - Dr Wolgust Valérie, Praticien hospitalier
--	---

Département des Sciences Biologiques et Pharmaceutiques (DSBP)

Chef du département : Pr Desquilbet Loïc - Adjoint : Pr Pilot-Storck Fanny

<p>Unité pédagogique d'anatomie des animaux domestiques</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Boissady Emilie, Chargée d'enseignement contractuelle - Pr Chateau Henry - Pr Crevier-Denoix Nathalie - Pr Robert Céline* <p>Unité pédagogique de bactériologie, immunologie, virologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Boulouis Henri-Jean - Pr Eloit Marc - Dr Lagree Anne-Claire, Maître de conférences - Pr Le Poder Sophie - Dr Le Roux Delphine, Maître de conférences * <p>Unité pédagogique de biochimie, biologie clinique</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pr Bellier Sylvain* - Dr Lagrange Isabelle, Praticien hospitalier - Dr Michaux Jean-Michel, Maître de conférences <p>Unité pédagogique d'histologie, anatomie pathologique</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Cordonnier-Lefort Nathalie, Maître de conférences - Pr Fontaine Jean-Jacques - Dr Laloy Eve, Maître de conférences - Dr Reyes-Gomez Edouard, Maître de conférences* <p>Unité pédagogique de management, communication, outils scientifiques</p> <ul style="list-style-type: none"> - Mme Conan Muriel, Professeur certifié (Anglais) - Pr Desquilbet Loïc, (Biostatistique, Epidémiologie) - Dr Marignac Geneviève, Maître de conférences 	<p>Unité de parasitologie, maladies parasitaires, dermatologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Blaga Radu, Maître de conférences (rattaché au DPASP) - Dr Briand Amaury, Assistant d'Enseignement et de Recherche Contractuel (rattaché au DEPEC) - Dr Cochet-Faivre Noëlle, Praticien hospitalier (rattaché au DEPEC) - Pr Guillot Jacques* - Dr Polack Bruno, Maître de conférences - Dr Risco-Castillo Verónica, Maître de conférences <p>Unité pédagogique de pharmacie et toxicologie</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Kohlhauer Matthias, Maître de conférences - Dr Perrot Sébastien, Maître de conférences* - Pr Tissier Renaud <p>Unité pédagogique de physiologie, éthologie, génétique</p> <ul style="list-style-type: none"> - Dr Chevallier Lucie, Maître de conférences (Génétique) - Dr Crépeaux Guillemette, Maître de conférences (Physiologie, Pharmacologie) - Pr Gilbert Caroline (Ethologie) - Pr Pilot-Storck Fanny (Physiologie, Pharmacologie) - Pr Tired Laurent (Physiologie, Pharmacologie)* <p>Discipline : éducation physique et sportive</p> <ul style="list-style-type: none"> - M. Philips Pascal, Professeur certifié
---	--

* responsable d'unité pédagogique

Professeurs émérites :

Mmes et MM. : Bénét Jean-Jacques, Chermette René, Combrisson Hélène, Enriquez Brigitte, Niebauer Gert, Panthier Jean-Jacques, Paragon Bernard.

REMERCIEMENTS

Au Monsieur le Professeur CHOUAID, Président du Jury,

Professeur à la faculté de Médecine de Créteil qui me fait l'honneur d'accepter la présidence de cette thèse. Hommage respectueux.

A Madame le Professeur Nathalie Crevier-Denoix

Professeur à l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort qui m'a suggéré ce travail et m'a guidée avec intérêt et disponibilité. Je vous suis très reconnaissante d'avoir accepté de diriger cette thèse.

A Monsieur le Professeur Jean Marie DENOIX

Pour avoir accepté le rôle d'assesseur de cette thèse.

A l'équipe de Biomécanique de l'Unité INRA-ENVA 957 de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval

Pour avoir effectué et traité les sessions expérimentales ayant servi de support à cette thèse.

A Monsieur Franco Munoz-Nates, Ingénieur de Recherche au sein de l'Unité BPLC,

Pour avoir effectué les traitements statistiques réalisés sous SAS, sincères remerciements.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION.....	5
PREMIERE PARTIE : REVUE BIBLIOGRAPHIQUE.....	7
I. Méthodes d'analyse de la locomotion du cheval	9
A. L'analyse cinématique.....	9
B. L'analyse dynamique.....	10
II. Description anatomo-fonctionnelle de l'arrière main du cheval	13
III. État des connaissances actuelles en biomécanique	15
A. Mise en contexte	15
1. Définitions.....	15
2. Description des différentes phases de l'appui.....	15
3. Description des différentes phases du soutien.....	16
B. Étude biomécanique du trot.....	17
1. Données cinématiques.....	17
2. Données dynamiques.....	19
C. Étude biomécanique du galop.....	22
1. Données cinématiques.....	23
2. Données dynamiques.....	24
D. Étude biomécanique sur le cercle	26
1. Contexte et utilisation.....	26
2. Données concernant le tronc et tête.....	27
3. Données concernant les membres antérieurs.....	27
a. Données cinématiques.....	28
b. Données dynamiques.....	29
c. Influence du sol.....	30
4. Données concernant les membres postérieurs	30
DEUXIEME PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE	33
I. Matériels et méthodes	35
A. Sujets et instruments de mesure.....	35
1. Chevaux	35
2. Instruments de mesure	35
a. Fer dynamométrique	35
b. Mesure de la vitesse	36
B. Procédures d'enregistrement.....	37
C. Traitement des données et analyse statistique	37
II. Résultats.....	39
A. Vitesse et durée de l'appui	39
B. Forces maximales	41
C. Forces cumulées.....	42
III. Discussion.....	45
A. Discussion du protocole expérimental.....	45
1. Instrument de mesures utilisé : le fer dynamométrique	45
2. Conditions expérimentales.....	45
c. Choix des sujets.....	45
d. Représentativité des données.....	46
e. Référentiel utilisé	46

B. Discussion des résultats	46
1. Cercle au trot	46
a. Comparaison avec la ligne droite.....	46
(1) Vitesse et durée d'appui	46
(2) Tracés force-temps et forces maximales	48
(3) Forces cumulées.....	48
b. Comparaison avec les membres antérieurs	49
2. Cercle au galop.....	49
a. Comparaison entre membres postérieurs, intérieur et extérieur au cercle.....	49
b. Comparaison avec la ligne droite.....	50
(1) Durée et longueur de foulée.....	50
(2) Tracés force-temps.....	50
c. Comparaison avec les membres antérieurs	51
d. Comparaison le cercle au trot	51
C. Relation avec l'activité clinique.....	52
1. Examen locomoteur	52
2. Établir un protocole de rééducation adapté.....	52
CONCLUSION	55
BIBLIOGRAPHIE.....	57

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Principales localisations des différents marqueurs utilisés en analyse cinématique (Back, Clayton, 2013, Equine locomotion, p33).....	10
Figure 2 : Décomposition dans l'espace du vecteur de la force de réaction du sol en trois composantes (Clayton, 2017)	11
Figure 3 : Groupes musculaires des membres postérieurs (Denoix, 2014, Biomechanics and Physical Training of the Horse, p28)	13
Figure 4 : Actions musculaires pendant les différentes phases de l'appui (Denoix, 2014, Biomechanics and Physical Training of the Horse, p36)	16
Figure 5 : Décomposition d'une foulée type de trot (Back W. et Clayton H., 2013, Equine Locomotion, p15).....	17
Figure 6 : Position du barycentre du cheval au cours d'une foulée de trot (Buchner, 2000)	19
Figure 7 : Composante verticale de la force de réaction du sol en fonction sur l'ensemble d'un appui au trot (Hobbs, 2013).....	20
Figure 8 : Évolution des composantes verticales de la force de réaction du sol sur les différents membres au court de deux foulées de trot (Weishaup, 2004).....	21
Figure 9 : La composante horizontale de la force de réaction du sol sur les membres antérieurs et postérieurs lors d'un appui au trot (Hobbs, 2013).....	22
Figure 10 : Décomposition d'une foulée type de galop à main gauche (Back W. et Clayton H., 2013, Equine Locomotion, p15)	23
Figure 11 : La composante verticale de la force de réaction du sol pendant une phase d'appui d'un cheval au galop (Crevier-Denoix, 2011).....	25
Figure 12 : Définition des angles de rotation, collatémotion et flexion/extension de l'articulation inter-phalangienne distale du membre antérieur gauche (Chateau et al., 2005).....	28
Figure 13 : Moments horizontaux des membres postérieurs droit et gauche durant un cercle à main gauche de 5 mètres de rayon au pas (Heaps, 2011)	31
Figure 14 : Présentation du fer dynamométrique : vue de dessus, avant pose, montrant les 4 capteurs triaxiaux (photo supérieure) et vue latérale une fois mis en place (inférieure).	36
Figure 15 : Tracé force longitudinale (F_x)-temps au cours de l'appui, de trot et de galop, sur le cercle.....	41
Figure 16 : Tracé force transversale (F_y)-temps au cours de l'appui, de trot et de galop, sur le cercle	42
Figure 17 : Tracé force verticale (F_z)-temps au cours de l'appui, de trot et de galop, sur le cercle	43

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Caractéristiques des chevaux étudiés.....	35
Tableau 2 : Moyennes (écart-types) et valeurs estimées des paramètres de la foulée et de la mise en charge du membre postérieur de 3 chevaux, au trot et au galop, sur le cercle à main gauche et à main droite, sur sol meuble.....	40

INTRODUCTION

Sur un cheptel de 1 100 000 chevaux en France, 70 % sont des chevaux de sport ou loisirs, et ce chiffre ne cesse d'augmenter (IFCE, 2016) malgré un cheptel global légèrement en baisse. La locomotion est une préoccupation majeure des propriétaires de chevaux car elle conditionne pleinement l'utilisation de ces animaux, que ce soit pour leurs performances sportives en dressage, en saut d'obstacles ou en courses, mais aussi simplement pour le loisir ou la randonnée. Cette préoccupation est d'autant plus justifiée que la pathologie locomotrice représente l'un des principaux motifs de consultation du vétérinaire équin.

Une boiterie se définit comme une anomalie de la locomotion normale mais c'est avant tout un signe clinique qui traduit une inflammation, une douleur ou un défaut mécanique. L'examen locomoteur est un examen systématique, méthodique et minutieux du cheval permettant aux vétérinaires expérimentés de poser un diagnostic de boiterie. Toute la complexité du diagnostic des boiteries est de localiser et de quantifier cette anomalie de la locomotion pour orienter les examens vers le diagnostic de la lésion causale.

En pathologie locomotrice, malgré les incroyables avancées technologiques permises par les différentes techniques d'imagerie telles que la radiographie numérique, l'imagerie par résonance magnétique, le scanner, l'échographie ou encore la scintigraphie, le développement d'un « sens clinique » du cheval chez un vétérinaire est indispensable pour devenir un bon pathologiste. Le diagnostic en pathologie locomotrice est considéré comme un « art » (Ross et Dyson, 2011) qui s'acquiert au fil des années d'exercice et d'apprentissage auprès de praticiens expérimentés. Cet « art » repose néanmoins sur des connaissances scientifiques anatomo-fonctionnelles solides, essentielles à la compréhension de la démarche diagnostique et regroupées sous le nom de biomécanique. Ces données sont issues d'études ayant pour objectifs de quantifier soit les sollicitations de l'appareil locomoteur dans des circonstances particulières soit les répercussions de certaines lésions sur la locomotion du cheval.

De nombreuses études ont été réalisées en biomécanique mais à ce jour, peu se sont concentrées sur l'analyse dynamique des membres postérieurs, particulièrement lors du travail sur le cercle.

Des contraintes techniques ont longtemps limité l'analyse dynamique de la locomotion du cheval. Mais en 2009, le développement d'un fer dynamométrique par l'Unité INRA-ENVA 957 de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (BPLC) de l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort a permis de réduire ces contraintes et de mesurer plus facilement les forces s'exerçant sous les pieds des chevaux en condition d'exercice sportif. Différentes études sur les membres antérieurs ont donc été effectuées en utilisant cet outil. Cependant, aucune étude n'avait été réalisée sur les membres postérieurs, en particulier lors du travail sur le cercle, avant celle qui m'a été confiée dans le cadre de cette thèse.

Or, les membres postérieurs constituent le « moteur » du cheval grâce à leur fonction propulsive. Leur intégrité est donc essentielle chez les chevaux dont l'utilisation est liée directement à la performance locomotrice.

D'autre part, le diagnostic des boiteries est considéré comme plus complexe sur les membres postérieurs. Les propriétaires et les cavaliers ont tendance à ne pas identifier clairement le membre boiteux et peuvent donc induire en erreur un vétérinaire peu expérimenté en présentant le cheval pour un motif erroné. Il est donc d'autant plus important de développer les connaissances scientifiques sur les contraintes qui s'appliquent sur cette partie de l'appareil locomoteur afin d'orienter la démarche diagnostique dans la bonne direction.

Ces données sont également intéressantes pour orienter, d'une part l'entraîneur vers un entraînement respectueux de la locomotion du cheval, et d'autre part le vétérinaire dans l'établissement d'un protocole de rééducation adapté et d'un pronostic sportif suite à une blessure.

L'objectif de cette thèse a été d'analyser, dans le cadre d'une étude expérimentale portant sur trois chevaux de sport, les forces qui s'exercent sur les membres postérieurs d'un cheval lors du travail sur le cercle, sur sol souple, au trot et au galop, afin de connaître les contraintes qui s'appliquent sur chacun des deux postérieurs, intérieur et extérieur au cercle. Cette analyse vise à fournir des bases scientifiques, en complément des connaissances actuelles, dans le cadre d'une démarche diagnostique lors de l'examen d'un cheval boiteux, mais également à mettre en place des protocoles de rééducation adaptés, lors d'affections des membres postérieurs.

Dans ce but, une revue bibliographique des connaissances actuelles sur la biomécanique du cheval au trot, au galop et sur le cercle sera présentée dans un premier temps. Puis, dans un second temps, le protocole et les résultats de l'étude expérimentale qui nous a été confiée par l'Unité BPLC seront présentés, résultats qui seront finalement interprétés et discutés.

**PREMIERE PARTIE :
REVUE
BIBLIOGRAPHIQUE**

I. Méthodes d'analyse de la locomotion du cheval

Le cheval est un animal dont l'évolution et la sélection ont permis une adaptation très poussée de son anatomie à la locomotion. Depuis des siècles, cet animal fascine scientifiques et artistes, mais les capacités de l'œil humain ont été un facteur limitant à la bonne compréhension de la physiologie des mouvements. Les premiers pas de la photographie, à la fin du 19^{ème} siècle, ont permis les premières avancées dans l'analyse de la locomotion. Depuis cette époque, de nombreuses études se sont intéressées à la locomotion du cheval et les méthodes d'analyse n'ont cessé d'évoluer grâce au développement des nouvelles technologies d'enregistrement et à l'avènement du traitement de données informatique.

L'étude de la biomécanique a pour objectif principal d'acquérir des données quantitatives sur lesquelles il est possible de s'appuyer pour établir des critères de sélection et pour adapter l'entraînement afin d'accroître la longévité des chevaux athlètes. Certaines études s'intéressent également à la recherche de connaissances sémiologiques pour le diagnostic des boiteries.

Sur un cheval vivant, la biomécanique des différentes structures anatomiques (os, muscles, articulations...) est analysée principalement grâce à la cinématographie, l'électrogoniométrie et l'électromyographie. Cela permet, par exemple, d'étudier l'angulation des membres, de quantifier la vitesse et le déplacement des segments anatomiques, ainsi que d'identifier le rôle des muscles et leurs moments d'action.

Par ailleurs, le développement de nouvelles technologies a également rendu possible une étude plus poussée des allures afin de décrire les gestes et analyser les forces s'appliquant sur les membres (Denoix, 1989). Deux grands types d'approche existent :

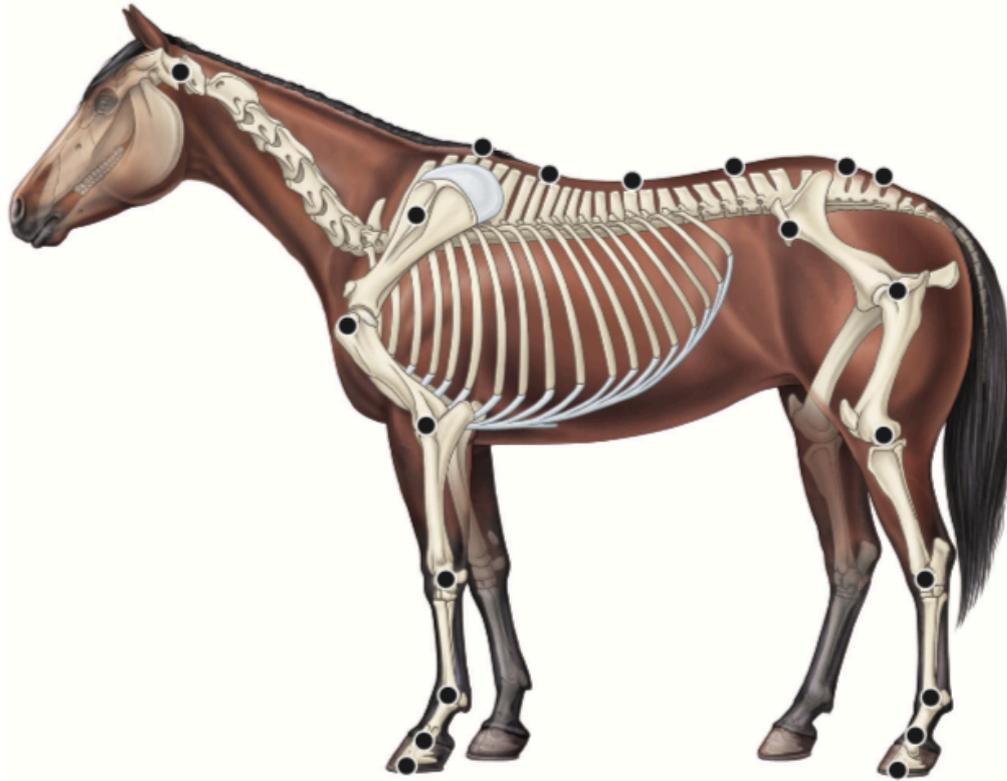
A. L'analyse cinématique

L'analyse cinématique correspond à l'étude des mouvements du corps du cheval, en faisant abstraction des causes du mouvement.

Cette approche permet de caractériser une foulée grâce à des données temporelles, linéaires ou angulaires en calculant des angles articulaires, des vitesses et des accélérations sur les différents segments du corps.

Les outils utilisés sont la cinématographie, vidéographie et plus couramment aujourd'hui, les systèmes optoélectroniques. Des marqueurs cutanés réfléchissants sont disposés sur les reliefs anatomiques et leur position est relevée au cours du mouvement le plus souvent grâce à l'envoi de rayons infra-rouges (Figure 1).

Figure 1 : Principales localisations des différents marqueurs utilisés en analyse cinématique (Back, Clayton, 2013, Equine locomotion, p33)



Le problème majeur de cet outil réside dans les erreurs dues à des glissements cutanés sur les reliefs lors des mouvements. D'autre part, la localisation anatomique des marqueurs cutanés ne peut être parfaite car les centres de mouvement des articulations varient en fonction des mouvements (Campion *et al.*, 2011).

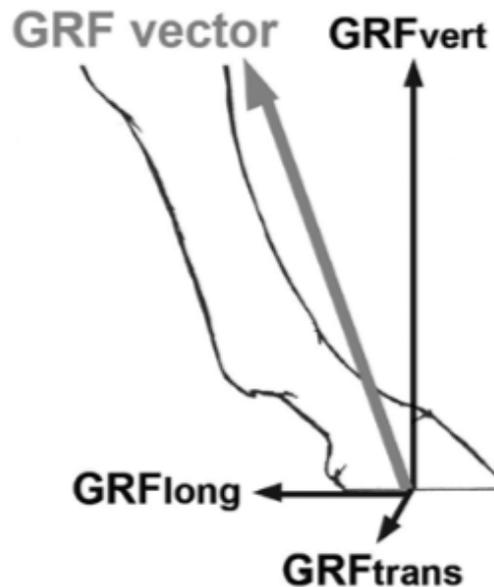
B. L'analyse dynamique

L'analyse cinétique ou dynamique correspond à l'étude des forces internes et externes associées aux mouvements, ainsi que leurs accélérations, leurs énergies et leurs travaux.

La principale force étudiée est la force de réaction du sol s'appliquant sur le pied du cheval, appelée également Ground Reaction Force (GRF). Le vecteur de la force de réaction du sol (Figure 2) est divisé en trois composantes :

- La force verticale, F_z
- La force longitudinale, F_x
- La force transversale, F_y

Figure 2 : Décomposition dans l'espace du vecteur de la force de réaction du sol en trois composantes (Clayton,, 2017)



Les outils utilisés sont des plateformes dynamométriques au sol utilisant des capteurs piézoélectriques ou piézorésistifs mais cet outil ne permet pas d'étudier les forces sur différents sols et le protocole devient laborieux lors de l'étude d'une allure rapide. Les plateformes dynamométriques étant d'une surface assez limitée, de nombreux essais sont nécessaires pour que le cheval réalise un appui valide sur cette plateforme. Le nombre d'essai nécessaire augmente considérablement avec la vitesse de l'allure, allant jusqu'à presque 45 essais pour une étude au trot (Merkens *et al.*, 1993).

Un fer dynamométrique a été développé pour faciliter les études dynamiques par Chateau *et al.* (2009a). Les caractéristiques de cet outil seront développées plus tardivement dans cette thèse, le fer dynamométrique étant le matériel utilisé dans cette étude.

Pour caractériser le choc du pied au sol et les vibrations, l'analyse dynamique utilise également des accéléromètres fixés sur le sabot.

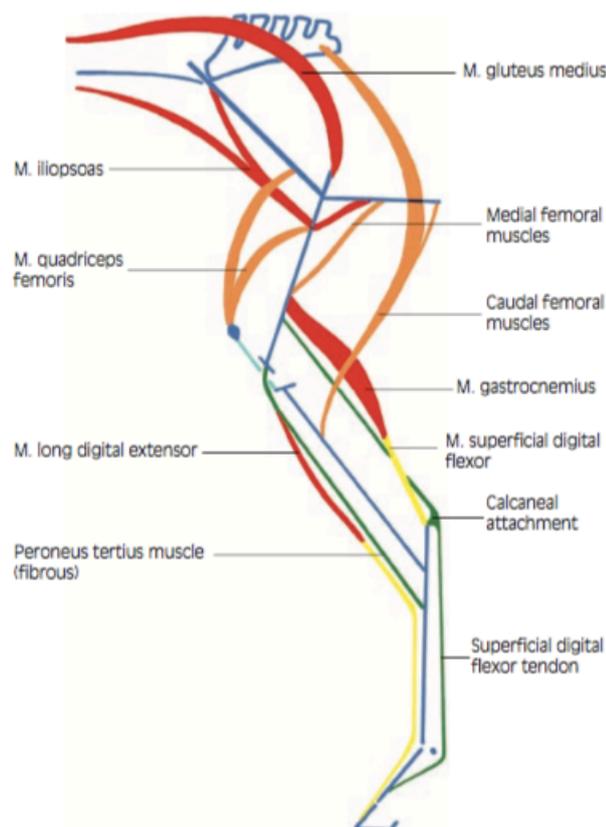
II. Description anatomo-fonctionnelle de l'arrière main du cheval

L'arrière main du cheval constitue seulement 43% du poids du cheval malgré un rôle primordial dans la propulsion.

Les muscles représentent une importante partie en volume et masse de l'arrière main (Ross et Dyson, 2011). La majorité des muscles sont multi-articulaires, avec des connexions et des insertions sur les fascias complexes, rendant difficile de définir clairement une fonction précise à chaque muscle mais cela permet de mettre en place de très puissants bras de leviers entre muscles et os, essentiels à une locomotion efficace (Figure 3).

Un des muscles les plus puissants est le muscle glutéal moyen, permettant d'actionner le levier du grand trochanter. Sa contraction concentrique permet une rétraction de l'ensemble du membre par l'extension de la hanche. Ce muscle est associé aux muscles fémoraux caudaux.

Figure 3 : Groupes musculaires des membres postérieurs (Denoix, 2014, *Biomechanics and Physical Training of the Horse*, p28)



Le muscle quadriceps fémoral et le muscle gastrocnémien permettent respectivement une extension du grasset et du jarret.

Les mouvements de flexion ainsi que la fermeture des espaces articulaires lors de la mise en charge sont limités par la contraction excentrique de ces mêmes muscles.

Les muscles distaux sont moins puissants en raison de leur conformation : leur angle de pennation est plus grand, les fibres sont plus courtes et leur volume global est plus faible.

Grâce à l'appareil réciproque, les mouvements de flexion et d'extension, initiés par les muscles proximaux sont transmis aux structures anatomiques distales.

Cette structure est une particularité propre au cheval et traduit une adaptation de l'appareil locomoteur à la vitesse.

Cet appareil est composé de deux entités fibreuses, le muscle du troisième péronier et le muscle du fléchisseur superficiel du doigt qui couplent les articulations du grasset, du jarret et du doigt.

Le muscle du troisième péronier s'insère proximale sur l'extrémité distale du fémur et distalement sur l'extrémité proximale de l'os métatarsien III.

Lors de la flexion du grasset par l'action des puissants muscles fémoraux, le troisième péronier est tiré proximale grâce à son insertion proximale sur le fémur, ce qui entraîne une flexion du jarret. Puis, lorsque le jarret se fléchit, le tendon du muscle fléchisseur superficiel du doigt est mis en tension, ce qui entraîne une flexion synchronisée de l'articulation du boulet et de celles de phalanges.

La connaissance de l'anatomie est essentielle à la bonne compréhension de la locomotion du cheval. Cependant, on sait que la grande majorité des boiteries chez le cheval ont une origine distale. Ainsi, il semble nécessaire de s'intéresser particulièrement à la région distale du membre.

De nombreuses études se sont déjà intéressées à l'analyse des segments distaux des membres en mouvement.

III. État des connaissances actuelles en biomécanique

A. Mise en contexte

1. Définitions

Pour se déplacer, les chevaux coordonnent leurs quatre membres dans l'espace et le temps selon une succession de mouvements répétitifs et automatiques. La séquence de contact des membres au sol définit spécifiquement une allure dont l'unité de base est la foulée.

Au cours d'une foulée, soit un cycle complet de mouvements d'une allure, on distingue différentes phases :

- Des phases d'appui simple ou multiple des membres
- Une éventuelle phase de suspension, durant laquelle aucun membre n'est en contact avec le sol. Durant cette partie de la foulée, tous les membres sont au soutien.

Les allures naturelles du cheval sont le pas, le trot et le galop. Cependant, quelle que soit l'allure, chaque membre alterne entre une phase d'appui et une phase de soutien.

2. Description des différentes phases de l'appui

L'appui peut se décomposer en plusieurs phases (Figure 4). Il débute par le contact initial, en talon, à plat, ou plus rarement en pince. Cet abord varie en fonction de l'allure, la vitesse et de la ferrure du cheval. Il détermine la structure qui subira le choc de l'impact et le type de mouvement du pied dans la suite de l'appui.

Immédiatement après l'impact, la foulée se poursuit par le poser du pied qui est une phase d'amortissement appelée également phase crâniale de l'appui. Le pied subit une décélération très rapide par l'action de forces verticales dues au poser et de forces horizontales dues au freinage (Château et *al.*, 2009b). Le poser du pied peut être séparé en deux périodes distinctes :

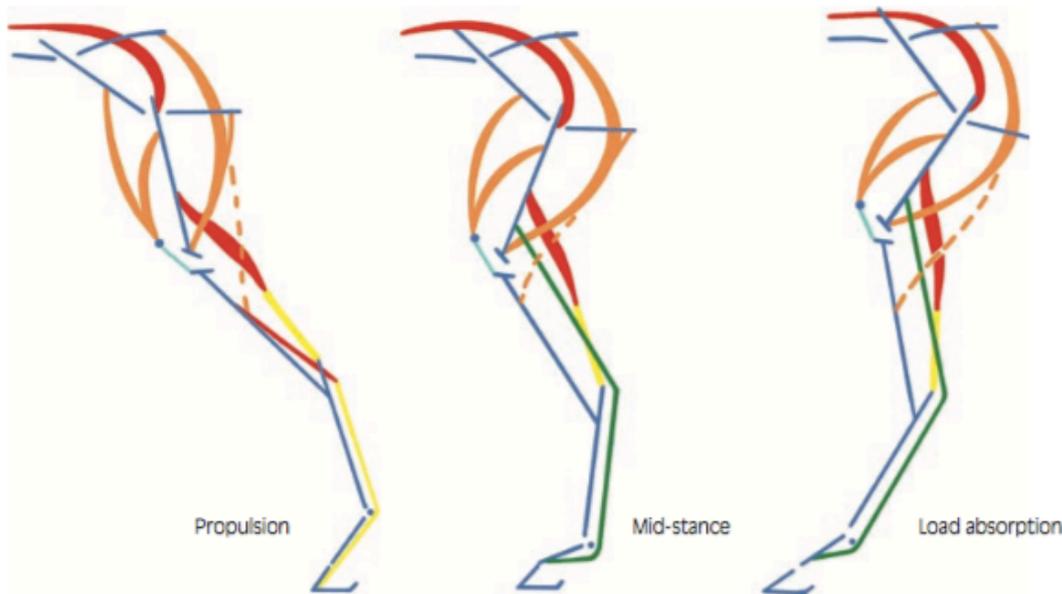
- Le choc initial, phase passive dont l'amplitude de la décélération est liée aux caractéristiques des matériaux entrant en contact, soit le sol et le fer.
- La phase de freinage et de glissement du pied, phase active durant laquelle le membre est mis en charge progressivement, augmentant les forces de frottement entre le pied et le sol jusqu'à l'arrêt du pied.

La déformabilité du sol fait varier l'amplitude de décélération du pied et donc l'amplitude du glissement longitudinal du pied vers l'avant, mais également la force longitudinale de réaction au sol (ou force de freinage) qui atteint son maximum quand le pied est à l'arrêt.

Puis, s'en suit un temps intermédiaire de l'appui à partir du moment où le canon est vertical pour les membres antérieurs et l'articulation coxo-fémorale est à l'aplomb du sabot pour les membres postérieurs.

Enfin, l'appui se termine par une phase de propulsion ou phase caudale de l'appui lors de la levée du sabot du sol en commençant par les talons. Lors de cette phase, la force horizontale change de sens et devient alors propulsive.

Figure 4 : Actions musculaires pendant les différentes phases de l'appui (Denoix, 2014, *Biomechanics and Physical Training of the Horse*, p36)



3. Description des différentes phases du soutien

Le soutien est la période durant laquelle le membre n'a pas de contact avec le sol. Cela débute par le ramener qui positionne le membre sous le corps du cheval. Le temps intermédiaire du soutien correspond pour les membres antérieurs au passage sous le coude et pour les membres postérieurs, sous le grasset. Puis, le soutien se termine par la phase d'embranchée qui engage le membre vers l'avant et la battue qui caractérise le début de la foulée suivante (Domont et *al.*, 2004).

Il existe de nombreuses allures, symétriques ou asymétriques, sautées ou marchées, s'adaptant à différentes vitesses de déplacement mais les principales allures du cheval sont le pas, le trot et le galop.

Ces allures sont aisément différenciables par l'œil humain. Néanmoins, pour décomposer chaque mouvement et leurs implications sur le corps du cheval, il devient nécessaire d'utiliser des outils d'analyse permettant d'aller plus loin que la capacité de vision et d'interprétation de l'œil humain.

B. Étude biomécanique du trot

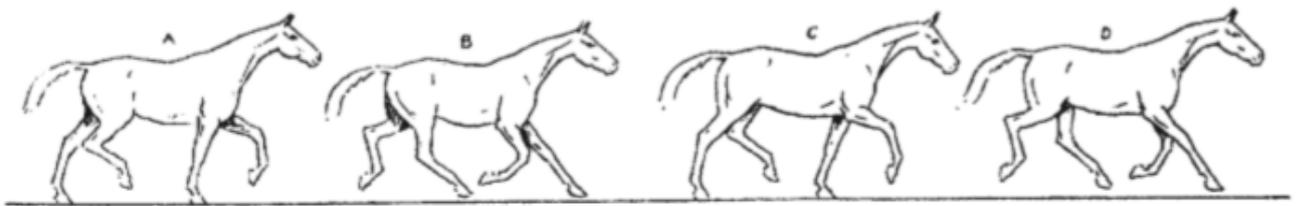
Le trot est l'allure la plus utilisée pour le diagnostic de boiterie (Ross et Dyson, 2011) car c'est une allure symétrique composée de deux temps par foulée.

Les membres diagonaux ont des mouvements synchronisés et des phases de suspension interviennent entre chaque appui diagonal (Figure 5).

Une foulée-type se décompose comme :

- Appui de l'antérieur droit et du postérieur gauche
- Phase de suspension
- Appui de l'antérieur gauche et du postérieur droit
- Phase de suspension.

Figure 5 : Décomposition d'une foulée type de trot (Back W. et Clayton H., 2013, *Equine Locomotion*, p15)



1. Données cinématiques

Pour un cheval de sport, la vitesse du trot peut varier de 3,20 m/s au trot rassemblé à 4,93 m/s au trot allongé. Cette variation de vitesse s'effectue grâce à une augmentation en longueur de la foulée et une accélération des mouvements mais la durée d'une foulée reste constante (Clayton et *al.*, 1994a).

Les études biomécaniques, sur des chevaux évalués cliniquement sains, ont confirmé une parfaite symétrie droite/gauche, tant sur les membres thoraciques que sur les membres pelviens (Merkens et *al.*, 1993).

Cela a également permis de mettre en évidence que les membres antérieurs et postérieurs ne sont pas totalement synchronisés et que les durées d'appui ne sont pas parfaitement égales au trot.

En 1993, Merkens et *al.* montrent sur des chevaux de sport que la durée d'appui des membres antérieurs est légèrement plus longue que celle des membres postérieurs, alors que Drevemo et *al.*, en 1980, mettent en évidence l'opposé chez des trotteurs américains.

Sur un tapis roulant à vitesse constante de 3,5 m/s au trot, Weishaupt et *al.* (2004) montrent que les chevaux sont en appui au trot pendant 42% de la foulée pour les membres antérieurs contre 37% pour les membres postérieurs. Ces proportions semblent varier selon la vitesse de l'allure. Cependant, les membres postérieurs sont toujours les membres à quitter le sol en premier en fin d'appui (Weishaupt et *al.*, 2004).

Compte-tenu de la durée d'une foulée et de la faible différence, cette dys-synchronie du trot n'est pas détectable par l'œil humain. Selon Hobbs et *al.* (2013), ce discret décalage permettrait d'atténuer les variations de vitesse au cours de l'allure créées

par les forces longitudinales de freinage et de propulsion s'appliquant sur les membres respectivement au poser et au lever du pied. Ce sont au cours de ses phases de la foulée que l'activité musculaire au trot est maximale (Wentink et *al.*, 1978).

Sur les membres pelviens, lors du poser du pied, les muscles gastrocnémien, droit fémoral et fléchisseur profond du doigt sont mis à l'effort pour éviter une flexion du jarret et du grasset suite à la mise en charge (Wentink et *al.*, 1978). Une légère flexion est cependant permise jusqu'à 9% de la foulée afin d'absorber une partie des chocs créés par la réaction du sol (Back et *al.*, 1995).

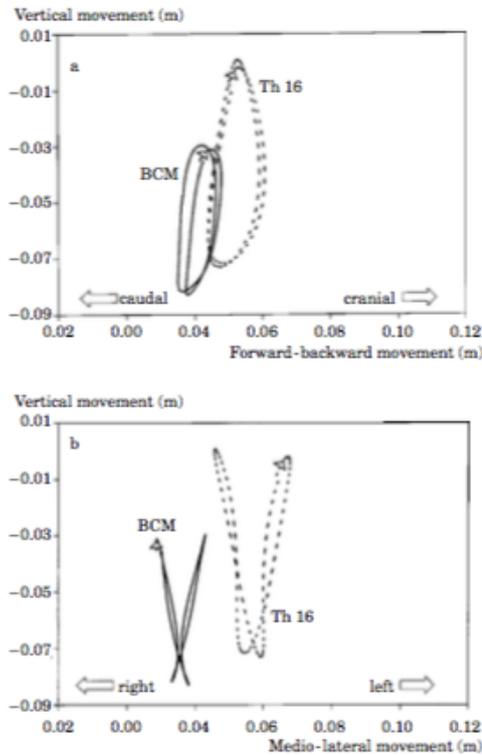
Lors de la phase de propulsion, l'activité musculaire est également intense mais elle est soutenue par l'énergie élastique stockée telle un ressort par les tendons lors de la phase crâniale de l'appui. Cette énergie est relâchée lors de la phase caudale de l'appui afin de contribuer à la propulsion puis la flexion du membre pendant la phase de soutien.

La phase de soutien semble donc passive. Back et *al.* en 1995 confirment cette hypothèse grâce à des électromyogrammes relevant une faible activité musculaire des membres pelviens lors de cette phase. Seul le début de la phase de soutien est actif : le fléchisseur profond du doigt, le long extenseur du doigt et le muscle gastrocnémien permettent respectivement la flexion du boulet, du jarret, et du grasset. D'autre part, l'appareil réciproque permet une flexion et une extension synchronisée du grasset, du jarret et du boulet. Ceci diffère du membre antérieur où le boulet est étendu par la force de l'inertie en fin de soutien (Back et *al.*, 1995).

Par ailleurs, pour compléter l'analyse biomécanique du trot, certaines études cinématiques se sont intéressées au déplacement du barycentre du cheval lors d'une foulée de trot. La position et les mouvements du barycentre déterminent la distribution des charges sur les membres.

Le barycentre présente un déplacement régulier du même motif que celui du tronc mais dont l'amplitude est significativement plus faible sur les trois axes de déplacements (Figure 6) : 27% de moins sur l'axe vertical, 34% de moins sur l'axe médio-latéral et 24% sur l'axe cranio-caudal indépendamment du mouvement en avant. Dans l'axe médio-latéral, le barycentre ne présente que très peu de déplacement grâce à la quasi-synchronisation des membres thoraciques et pelviens. D'autre part, le mouvement d'un membre sur l'axe cranio-caudal est contrebalancé par le membre controlatéral. Cela permet d'obtenir une rotation du tronc quasi-nulle. Selon Buchner et *al.* (2000), la faible amplitude des mouvements du barycentre contribue à la haute efficacité locomotrice du trot.

Figure 6 : Position du barycentre du cheval au cours d'une foulée de trot (Buchner, 2000)



Légende :

BCM : Barycentre

Th 16 : Vertèbre thoracique n°16

La flèche correspond à la suspension avant l'appui du membre antérieur gauche

Lors d'une foulée de trot, le barycentre descend en direction cranio-ventrale lors de l'appui puis remonte en position caudo-dorsale en fin de suspension (Buchner, 2000).

Le barycentre commence la foulée à 78% de la distance antérieurs-postérieurs pour se diriger vers l'avant durant l'appui. Lorsque le membre antérieur se lève, le barycentre se situe à l'aplomb de celui-ci (Hobbs et *al.*, 2013).

La vitesse du barycentre lors du trot est une courbe sinusoïde, qui évolue de la même façon que l'énergie potentielle du cheval. Celle-ci est donc minimale à 45% de l'appui et maximale à la fin de la phase de propulsion, voire pendant la phase de suspension selon les chevaux (Hobbs et *al.*, 2013 ; Clayton et *al.*, 2017).

Néanmoins, le corps du cheval reste en dessous de sa position normale au repos pendant toute la foulée, environ moins deux cm à la fin de l'appui pour diminuer l'énergie potentielle nécessaire pour le mouvement et rendre l'allure plus efficace (Back et *al.*, 1995).

2. Données dynamiques

Lors de l'appui, le pied subit différentes contraintes telles que les forces de friction, l'inertie du mouvement et la réaction du sol (Wentink et *al.*, 1978).

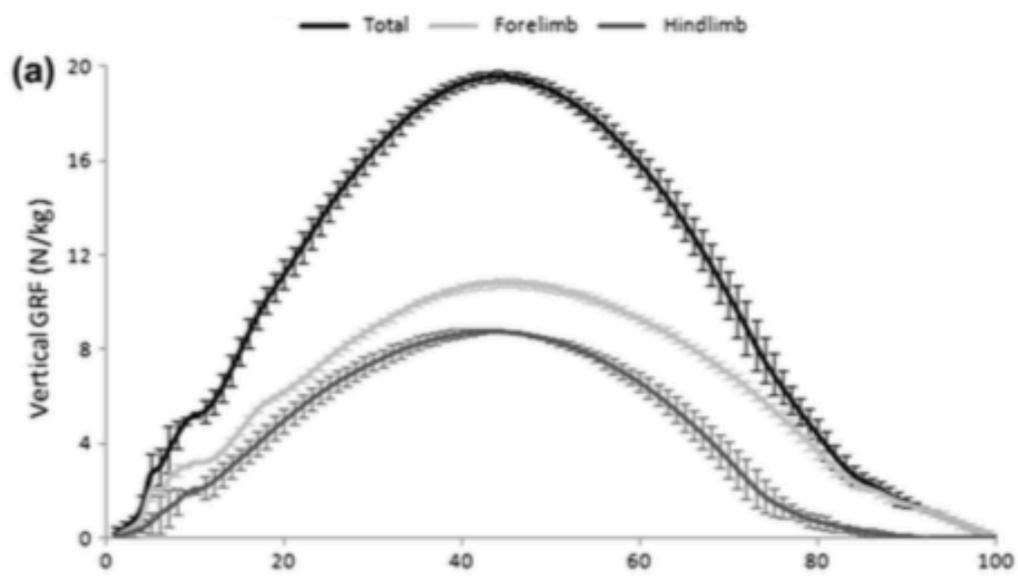
Merkens et *al.* (1993) se sont particulièrement intéressés à l'étude de la force de réaction du sol (Ground Reaction Force ou GRF) grâce à des plateformes dynamométriques. Les résultats obtenus se sont révélés précis et reproductibles, ce qui

permet une exploitation fiable de ces données pour connaître les performances locomotrices du cheval sain lors d'une foulée de trot.

Différentes études dynamiques du cheval au trot en ligne droite ont permis de confirmer la symétrie des appuis droits et gauches et d'étudier précisément les composantes verticales et longitudinales de la force de réaction du sol, la composante transversale étant négligeable en ligne droite.

Au trot, la composante verticale de la force de réaction du sol sur une foulée peut être assimilée à une courbe parabolique ayant un seul sommet (Figure 7). Plus précisément, on peut relever un pic d'impact immédiatement après le contact du pied au sol (Impact sur la figure 8), plus marqué sur les membres antérieurs, et un discret changement de pente de la courbe (Kink sur la figure 8) dès le début du levé des talons.

Figure 7 : Composante verticale de la force de réaction du sol en fonction sur l'ensemble d'un appui au trot (Hobbs, 2013)



Légende : Forelimb : Membre antérieur ; Hindlimb : Membre postérieur

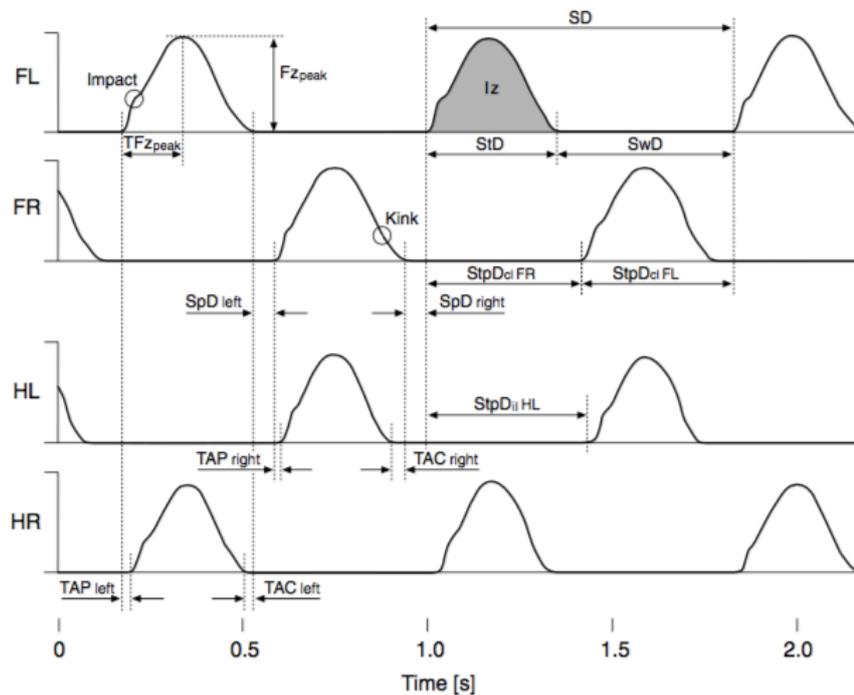
Il existe une nette différence dans les formes des courbes de forces de réaction du sol verticales du pas et du trot : au pas, celle-ci présente deux sommets. D'autre part, le maximum de la courbe de composante verticale au trot est nettement plus important que celui du pas (Merkens et *al.*, 1993).

Weishaupt et *al.* (2004) étudient la force de réaction du sol sur les quatre membres simultanément grâce à un tapis roulant. Cette étude révèle que les courbes de la force verticale des membres antérieurs et des membres postérieurs ont une allure similaire mais que la force de réaction du sol verticale maximale appliquée sur les membres antérieurs est en moyenne 12% plus importante que celle sur les membres postérieurs.

D'autre part, la mise en charge des membres antérieurs semble plus précoce puisque le maximum de la composante verticale de la force de réaction du sol des membres antérieurs se situe à 47% de l'appui, contre 50% pour les membres postérieurs.

Par ailleurs, les membres postérieurs se posent toujours après les membres antérieurs (TAP sur la figure 8) et sont toujours les premiers à quitter le sol (TAC sur la figure 8).

Figure 8 : Évolution des composantes verticales de la force de réaction du sol sur les différents membres au court de deux foulées de trot (Weishaup, 2004)



Légende :

FL : Membre antérieur gauche ; FR : Membre antérieur droit ; HL : Membre postérieur gauche ; HR : Membre postérieur droit.

Fzpeak : Maximal de force verticale ; TFzpeak : Temps du maximal de force verticale ; Iz : Impulsion verticale

SD : Durée d'une foulée ; StD : Durée de l'appui ; SwD : Durée de la phase de soutien ; StpD_{cl} : Durée de l'appui controlatéral ; StpD_{il} : Durée de l'appui ipsilatéral ; SpD : Durée de la phase de suspension

TAP : Intervalle entre les deux impacts du bipède diagonal ; TAC : intervalle entre les deux fins d'appui du bipède diagonal

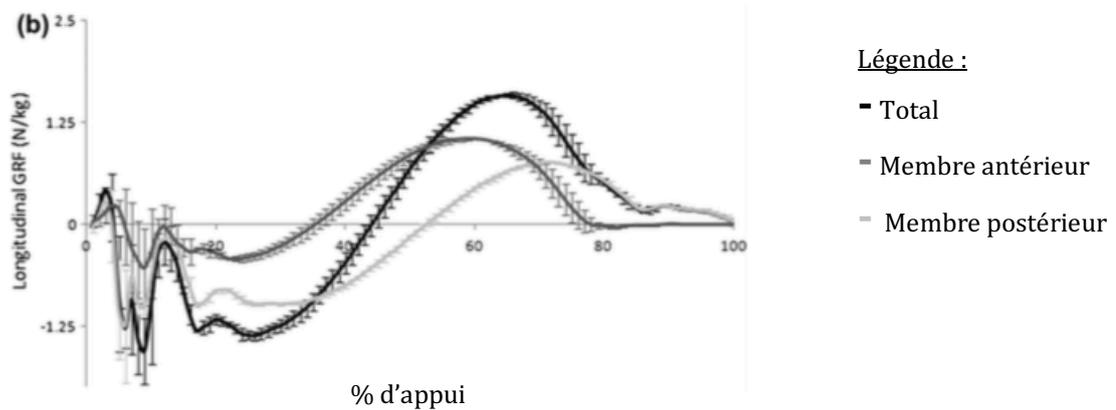
L'étude de la composante longitudinale de la force de réaction du sol permet de mettre en évidence deux phases dans l'appui au trot : une première phase de freinage et une seconde phase de propulsion (Figure 9).

L'impulsion (ou aire sous la courbe) et l'extremum de la force de freinage sont plus élevés sur les membres antérieurs alors que ceux de la force de propulsion sont plus élevés sur les membres postérieurs (Merkens et al., 1993 ; Hobbs et al., 2013). D'autre part, la phase de freinage correspond à 53% de l'appui sur les membres antérieurs, comparé à 38% de la phase d'appui sur les membres postérieurs (Hobbs, 2013).

Ces données confirment que la propulsion est majoritairement prise en charge par les membres pelviens. Une des raisons pouvant expliquer cette différence est l'anatomie : le couple propulsif est meilleur sur les membres postérieurs car la surface de flexion du grasset est en arrière du membre. Sur les membres antérieurs, la surface de flexion du

coude se situe en avant du membre, ce qui correspond à une conformation plus adaptée à la protraction (Hobbs et al., 2013).

Figure 9 : La composante horizontale de la force de réaction du sol sur les membres antérieurs et postérieurs lors d'un appui au trot (Hobbs, 2013)



C. Étude biomécanique du galop

Le galop est une allure asymétrique qui se décompose en trois temps d'appui consécutifs suivis d'une phase de suspension par foulée.

Son caractère asymétrique oblige une dissociation des membres pour les études biomécaniques, les membres n'étant pas tous soumis aux mêmes contraintes.

Une nomenclature est donc mise en place pour identifier les différents membres dans la foulée de galop :

- Les membres antérieurs et postérieurs directeurs
- Les membres antérieurs et postérieurs contacteurs

Lors d'une foulée de galop transversale, que nous allons étudier, les membres antérieurs et postérieurs directeurs et respectivement pour les membres antérieurs et postérieurs contacteurs sont ipsilatéraux (Figure 10). Il s'agit du galop le plus couramment utilisé par les chevaux mais il existe également le galop dit « rotatoire » où les membres antérieurs et postérieurs directeurs et respectivement les membres contacteurs sont controlatéraux.

Une foulée de galop transversale présente la séquence d'appui suivante :

- Membre contacteur postérieur (PC)
- Membres contacteur antérieur (AC) et directeur postérieur (PD) ensemble
- Membre directeur antérieur (AD)

Cette séquence d'appui est suivie par une phase de suspension.

Les membres contacteurs correspondent au bipède latéral dont le membre pelvien est le premier contact au sol de la foulée. Les membres directeurs se rapportent au bipède

latéral dont le membre antérieur est le dernier contact avec le sol de la foulée (Back et al., 1997).

Il y a donc deux séquences type possibles en fonction de quel bipède latéral est contacteur ou directeur. La figure suivante représente une séquence d'appui dit « à main gauche » car les membres directeurs sont les membres gauches :

Figure 10 : Décomposition d'une foulée type de galop à main gauche (Back W. et Clayton H., 2013, *Equine Locomotion*, p15)



Naturellement, lors d'un cercle à main gauche, le cheval prend le galop à main gauche. Les membres directeurs sont donc les membres antérieur et postérieur gauches. A l'inverse, lors d'un cercle à main droite, les membres antérieur et postérieur droit sont directeurs.

1. Données cinématiques

La vitesse du galop peut varier entre 3 et 7 m/s entre le galop rassemblé et le galop allongé pour des chevaux de sport et jusqu'à 11 m/s pour un cheval à pleine vitesse non monté (Back et al., 1997).

Lors d'une accélération de la vitesse du galop, la durée de foulée reste constante. Une augmentation de la longueur de la foulée et de la vitesse des mouvements permet l'accélération. Les temps d'appui sont réduits sur les quatre membres et particulièrement celui du membre postérieur contacteur.

Lors des variations de vitesse au galop, la distance entre le postérieur directeur et l'antérieur contacteur reste globalement constante mais la distance entre le postérieur contacteur et l'antérieur directeur est très variable. Par exemple, la distance postérieur contacteur-antérieur directeur est négative au galop rassemblé alors qu'elle est fortement positive au galop moyen et au galop allongé. Les capacités de variations de vitesse dans l'allure ne sont pas similaires chez tous les chevaux et sont liées à la mobilité dorsale du cheval, particulièrement à celle de l'articulation lombo-sacrée.

D'autre part, au galop moyen et au galop allongé, le cheval passe à une allure à quatre temps par dissociation du membre postérieur directeur et du membre antérieur contacteur de 1 à 6 millisecondes. Cette modification n'est cependant pas perceptible par l'œil humain (Clayton et al., 1994b).

Les deux bipèdes latéraux n'ont pas les mêmes fonctions dans une foulée et subissent donc des contraintes différentes.

Les membres directeurs présentent un mouvement de protraction maximal plus important et une plus large amplitude de mouvements des différentes articulations au cours de la foulée. Par exemple, les membres directeurs se fléchissent plus en phase de suspension, en particulier le coude (Back et al., 1997) et présentent une extension maximale du carpe plus importante à l'appui.

D'autre part, à la réception, le membre antérieur directeur est orienté plus crânialement et la pince du pied est plus élevée, ce qui a des implications sur la distribution de la force de réaction du sol sur les différentes structures anatomiques du pied (Crevier-Denoix et al., 2013).

Ces résultats sont cohérents avec la fonction de ce bipède latéral orientée vers la protraction. Cette spécialisation a pour but de faire gagner de la distance dans le mouvement en avant durant la phase de suspension (Back et al., 1997).

Le bipède contacteur a des mouvements de rétraction plus marqués (Back et al., 1997), associés à une rotation caudale de la scapula, une flexion du grasset et des extensions maximales des boulets à l'appui plus importantes. D'autre part, au levé du pied, le membre antérieur contacteur est orienté plus caudalement (Crevier-Denoix et al., 2013). Ce bipède est donc plus orienté vers le mouvement de rétraction et le freinage des membres.

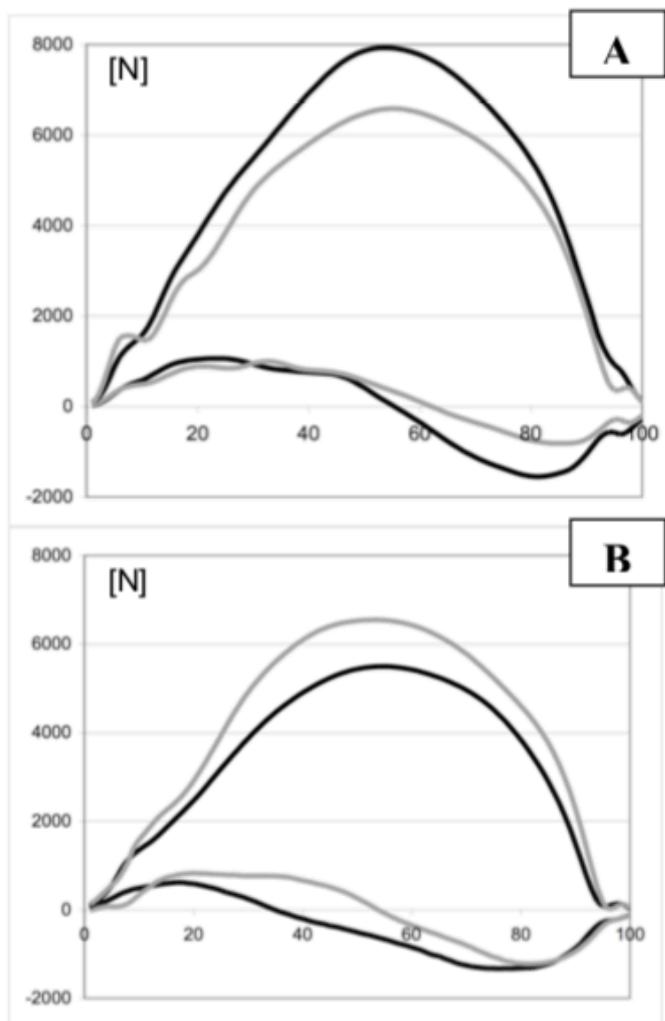
Un angle d'extension des boulets à l'appui plus grand sur le bipède contacteur suggère une mise en charge plus marquée de ces membres (Back et al., 1997).

2. Données dynamiques

Pour confirmer ces données, Crevier-Denoix et *al.* (2011) se sont intéressés aux forces de réaction du sol des différents membres et aux vitesses des membres lors d'une foulée.

En moyenne, la force verticale maximale est 18% plus importante sur les membres antérieurs que sur les membres postérieurs, comme le montre la figure 11. Cependant, la force verticale maximale du membre antérieur contacteur est légèrement plus haute que celle de l'antérieur directeur alors que on observe le rapport opposé sur les membres postérieurs.

Figure 11 : La composante verticale de la force de réaction du sol pendant une phase d'appui d'un cheval au galop (Crevier-Denoix, 2011)



Légende :

A : Membre antérieur

B : Membre postérieur

— : Membre contacteur

- - : Membre directeur

Le membre subissant une mise en charge maximale et encourant donc le plus grand risque de lésion est donc le membre antérieur contacteur (Crevier-Denoix et al., 2011).

Par ailleurs, le choc vertical du membre à l'impact est plus marqué sur le bipède directeur que sur le bipède contacteur. Cela ne confirme pas que la croyance que le choc à l'impact est la cause majeure de blessure.

Concernant les vitesses des membres, la vitesse verticale du pied est en moyenne 1,5 fois plus haute pour les membres antérieurs, comparées à celle des membres postérieurs. Celle du bipède latéral directeur est 1,3 fois plus grande comparée à celle du bipède latéral contacteur.

La vitesse horizontale du pied est deux fois plus importante sur le bipède latéral contacteur, par rapport au bipède latéral directeur et environ trois fois plus importante

sur les membres postérieurs par rapport aux membres antérieurs. Cette haute vitesse horizontale à l'impact, associée à la pénétration du pied dans le sol, permet d'augmenter la dissipation de l'énergie en début de foulée et donc d'atténuer les contraintes sur les membres, particulièrement le membre postérieur contacteur.

Le support du poids du cheval alternant entre les membres antérieurs et postérieurs, le corps du cheval effectue un mouvement de balancier d'une variation d'angle de 8° en moyenne pendant une foulée de galop. Plus précisément, il est noté que l'axe du corps s'oriente vers le haut lors de la phase de suspension. Puis, lors de l'appui des membres postérieurs, l'axe devient horizontal. Et enfin l'axe du corps s'oriente en direction cranio-ventrale lors de l'appui des membres antérieurs en fin de foulée (Clayton et al., 2017). Sur l'axe latéro-médiale, le tronc effectue très peu de mouvements.

La majorité de l'énergie consommée pour une foulée de galop est celle nécessaire pour faire passer le barycentre du cheval de cranio-ventral à caudo-dorsal pendant la phase d'appui (Bertram et al., 2009). Afin de rendre cette allure efficace et donc peu coûteuse en énergie, différents mécanismes de stockage passif d'énergie sont mis en place. D'une part, le tronc est utilisé comme balancier grâce à son poids, et d'autre part, les tendons rendent l'énergie accumulée pendant l'appui tel un ressort (Pfau et al., 2006).

Comparé au trot, le galop reste une allure peu étudiée en biomécanique. Bien qu'étant moins utilisé pour le diagnostic en pathologie locomotrice du fait de son caractère asymétrique, le galop constitue l'allure la plus utilisée dans de nombreuses disciplines sportives que ce soit lors d'un parcours de saut d'obstacles, une course d'endurance, un parcours de cross... Il est donc important d'en connaître les contraintes pour essayer de comprendre l'étiologie des pathologies et de gérer au mieux la rééducation.

D. Étude biomécanique sur le cercle

1. Contexte et utilisation

Jusqu'à présent, un nombre limité d'études s'est intéressé à la locomotion du cheval sur le cercle. Ainsi, la dynamique du corps du cheval sur le cercle reste très peu connue. Cela s'explique partiellement par des difficultés à obtenir et analyser le mouvement sur trois dimensions. Des expériences *in vitro* ont déjà été réalisées, mais seule une phase de l'appui est prise en compte et l'application à la dynamique de leurs interprétations reste très limitée.

L'acquisition de données biomécaniques de la locomotion sur le cercle s'avère indispensable pour plusieurs raisons. Lors d'un examen locomoteur, une boiterie peut être primaire et apparaître franchement dès le pas ou le trot en ligne droite. Mais dans certains cas, le diagnostic de boiterie n'est pas si aisé et la mise en cercle du cheval est très fréquemment utilisée comme outil d'aide au diagnostic de boiterie.

Ainsi, l'expérience révèle que la mise sur un cercle à la main ipsilatérale à la lésion accentue la boiterie d'un membre antérieur, en particulier lors de lésion articulaire digitale. Et au contraire, lors de lésion de desmiste du ligament suspenseur du boulet, la boiterie est accentuée à main opposée à la lésion sur un terrain souple. En cas de boiterie

d'un membre postérieur, cela ne fait pas l'unanimité et l'interprétation reste discutée entre les cliniciens.

D'autre part, dans certaines disciplines, le travail en cercle et la ligne courbe font partie inhérente de l'effort quotidien du cheval.

En courses, une étude a montré que la majorité des lésions apparaissent dans les courbes et que sur l'ensemble des lésions étudiées, celles apparues dans la courbe ont une gravité plus importante (Hobbs et al., 2011).

La connaissance des données biomécaniques est donc essentielle pour comprendre l'étiopathogénie de certaines lésions puis adapter l'activité des chevaux à leur pathologie jusqu'à leur récupération.

Certaines données sur des chevaux sains ont déjà été collectées, en particulier sur le tronc et les membres antérieurs. La vitesse, l'allure, le diamètre du cercle et le sol sont des éléments à prendre en compte dans l'analyse et qui modifient les données biomécaniques enregistrées. A priori, aucune différence n'est relevée entre main droite et main gauche (Starke et al., 2012).

2. Données concernant le tronc et tête

Plusieurs études s'accordent sur le fait que le tronc du cheval s'incline vers l'intérieur du cercle. Clayton et al. (2006) ont montré que sur un cercle de 6 mètres de diamètre au trot, les chevaux s'inclinent d'un angle d'environ $14,8^\circ \pm 2,8^\circ$ vers le centre du cercle. La tête effectue des mouvements asymétriques, elle s'abaisse lors de l'appui du membre externe. Cela explique alors que les outils classiquement utilisés pour analyser la locomotion du cheval en ligne droite, lorsqu'ils sont utilisés sur le cercle, relèvent des asymétries et considèrent donc un cheval sain comme boiteux (Starke et al., 2012).

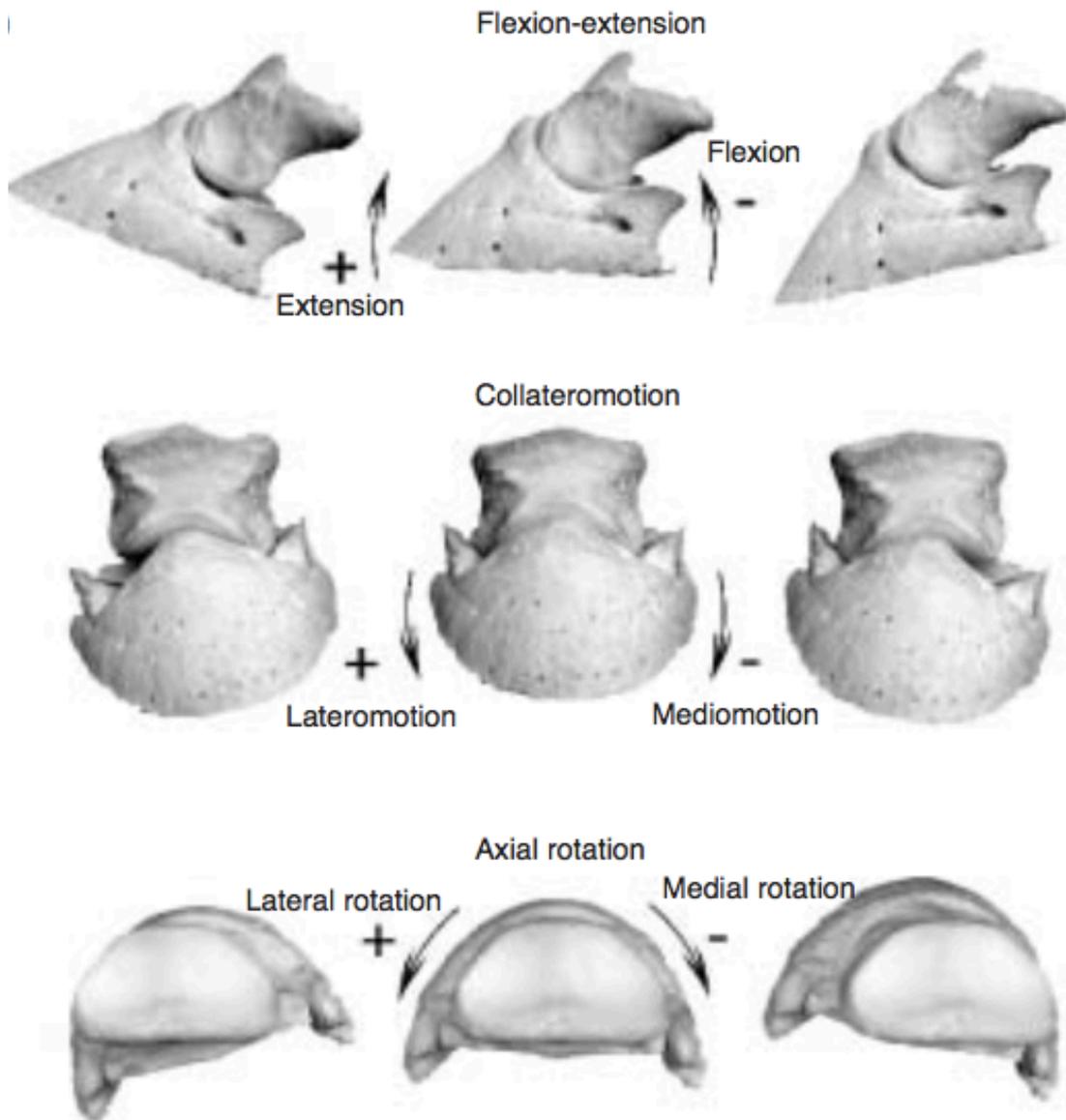
3. Données concernant les membres antérieurs

L'inclinaison du tronc entraîne alors une inclinaison des membres et donc un appui irrégulier sur le sol. Les membres des chevaux ont une conformation adaptée au fonctionnement sur le plan sagittal. Les ligaments collatéraux et les articulations condyliques favorisent le déplacement vers l'avant grâce à d'amples et efficaces mouvements de flexion/extension.

Lors d'une trajectoire circulaire, des mouvements intra-articulaires de rotation axiale et de collatéromotion sont nécessaires pour adapter le membre à l'appui irrégulier sur le sol.

La rotation est définie par un mouvement axial des deux segments osseux, médialement ou latéralement. La collatéromotion (Figure 12) se définit comme un mouvement d'abduction ou d'adduction passif. Ces mouvements de faible amplitude grâce au maintien des tissus mous péri-articulaires et de la conformation osseuse restent néanmoins indispensables à l'appui sur le cercle.

Figure 12 : Définition des angles de rotation, collatéromotion et flexion/extension de l'articulation inter-phalangienne distale du membre antérieur gauche (Chateau et al., 2005)



a. Données cinématiques

Dans le plan sagittal, le rapport temps d'appui sur temps total de la foulée est plus important sur le membre interne au cercle. Cela semble compenser une diminution de la force verticale maximale s'appliquant sur le membre et de la mise en charge du membre interne (Château et al., 2013).

Les phases de rétraction et de protraction sont diminuées ainsi que les extensions maximales des articulations inter-phalangiennes proximale et distale et la flexion maximale de l'articulation inter-phalangienne distale (Chateau et al., 2005).

Dans les plans extra-sagittaux, d'une façon générale, la collatémotion et la rotation sont plus importantes sur les surfaces dures (Château et al., 2013).

D'après une étude de Château et al. (2005) au pas, dans un tournant serré, la réception du pied se fait à plat associée à une légère abduction du membre. Peu de mouvements extra-sagittaux sont présents lors de la première phase d'appui.

Puis lors de l'appui, le membre interne n'a plus aucun mouvement au sol. Un passage de l'abduction à l'adduction du membre par latémotion des articulations digitales. Cela s'accompagne d'une large rotation médiale de $10.2 \pm 3.9^\circ$ de l'articulation inter-phalangienne distale suivie d'une rotation médiale d'environ 4° de l'articulation inter-phalangienne proximale et 1° de l'articulation métacarpo-phalangienne. La phase partant de la pose entière du pied et allant jusqu'au décollement des talons est la phase d'appui la plus traumatique pour les articulations inter-phalangiennes.

Durant l'appui, l'espace articulaire de l'articulation inter-phalangienne distale du membre interne est pincé latéralement lors de cette phase par rotation de la phalange distale médialement par rapport à la phalange moyenne et par latémotion.

L'articulation inter-phalangienne proximale supporte 33% de la rotation totale du segment distal lors de l'appui. Château et al. font remarquer que cela concorde avec la clinique : les chevaux dont les activités contiennent de nombreux tournants ont fréquemment des lésions arthrosiques de l'articulation inter-phalangienne proximale.

La levée du pied s'accompagne d'une rotation latérale des articulations digitales, permettant le réalignement des segments du membre.

b. Données dynamiques

Différentes études ont permis de relever des différences notables des contraintes appliquées entre les membres antérieurs selon leur localisation par rapport au centre du cercle. Assez logiquement, le membre interne au cercle subit le plus de contraintes, étant le cheval par inclinaison du tronc vers le centre.

Château et al. (2013) se sont également intéressés aux données dynamiques des membres antérieurs du cheval sur le cercle au trot. L'utilisation d'un fer dynamométrique a permis de recueillir les données plus aisément et plus précisément que d'autres études réalisées auparavant avec des plateformes dynamométriques (Heaps et al., 2011).

L'augmentation du ratio temps d'appui sur temps de foulée sur le membre interne au cercle, déjà mis en évidence dans d'autres études, a été confirmée par ces mesures.

Grâce au fer dynamométrique, la force de réaction du sol sur le pied sur le cercle au trot a pu être analysée dans ces trois axes :

- La composante horizontale est différente entre les deux membres opposés. Sur sol souple, le membre interne possède la composante la plus importante, ce qui traduit une augmentation de contraintes sur les articulations digitales dans le plan sagittal.
- La composante transversale est dirigée vers l'extérieur du cercle et représente 13 à 24% de la force verticale maximale à mi-appui, sans différence significative entre

les membres opposés. Cette force est produite par le membre pour développer une accélération centripète afin de maintenir la trajectoire circulaire.

- La composante verticale et la force d'impact sont moins importantes sur le membre interne. Cela semble être compensé par une augmentation du temps de contact de ce membre.

L'analyse du moment des forces autour des différents axes du pied permet d'ajouter des informations aux données cinématiques déjà connues :

- Autour de l'axe longitudinal, l'analyse du moment traduit une abduction du membre interne et une adduction du membre externe.
- Autour de l'axe vertical, l'analyse du moment traduit une rotation médiale du membre interne et une rotation latérale du membre externe. Le moment des forces est plus important sur le membre externe, ce qui traduit une rotation plus large.

Cette étude permet aussi de conclure que l'abduction du membre interne est associée à la rotation médiale des articulations digitales, ce qui est en accord avec les précédentes études au pas, sur un cercle de plus grand rayon.

Les forces de compression, représentées par la position du centre de pression dans le pied, s'appliquent inégalement sur les membres opposés : le membre interne subit plus de contraintes en région latérale, alors que le membre externe est plus comprimé en région médiale.

c. Influence du sol

L'étude de Chateau et *al.* (2013) a également pu mettre en évidence que la nature de sol a une influence sur la locomotion du cheval et sur les contraintes subies par le pied.

Les caractéristiques du sol font varier les forces de freinage, de propulsion, les forces extra-sagittales... Un sol souple réduit les forces extra-sagittales subies par le pied, cela correspond bien à l'expérience des cliniciens selon laquelle la clinique des boiteries liées à des lésions articulaires digitales serait diminuée sur un terrain souple. De même, cela explique pourquoi en cas de desmite du ligament suspenseur du boulet, la boiterie est augmentée à main opposée dans un sol souple. Ces conditions créent une force verticale et une force d'impact élevées lors d'un appui court.

D'autre part, les centres de pression dans le pied se rapprochent du plan médian du pied sur l'ensemble de l'appui sur un sol souple par rapport à un sol dur. Cette modification peut s'expliquer par une inclinaison du pied dans le sol souple déformable. La composante transversale de la force de réaction du sol, dirigée à l'extérieur pour développer l'accélération centripète, est alors redirigée sur des forces proximo-distales alignées avec l'axe du membre.

4. Données concernant les membres postérieurs

A ce jour, à ma connaissance, aucune étude ne s'est particulièrement intéressée à la biomécanique des membres postérieurs au trot ou au galop sur une trajectoire

circulaire alors que la prévalence des pathologies tendineuses et articulaires n'est pas négligeable sur les chevaux de sport.

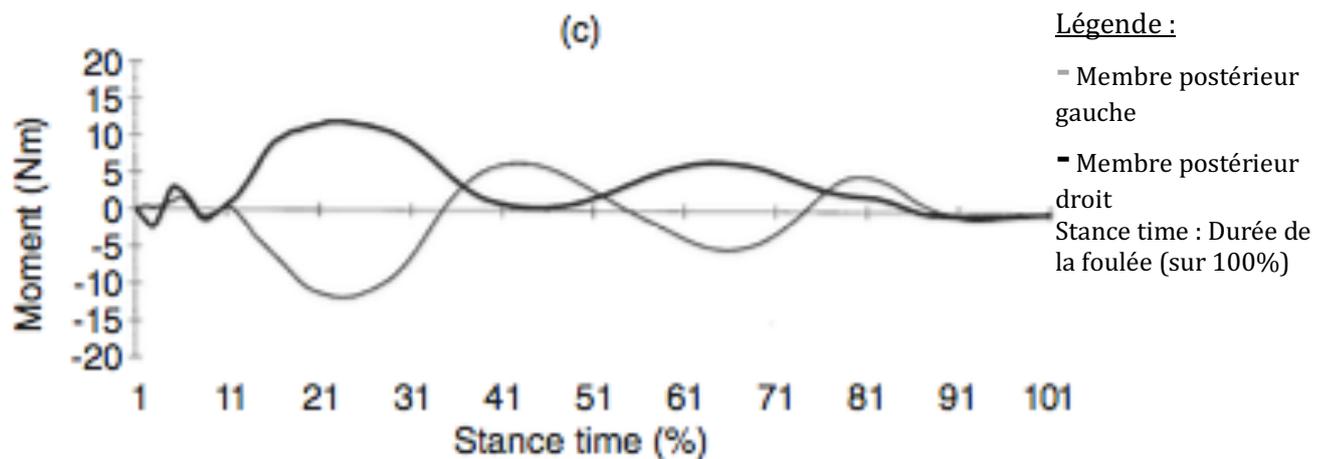
Seul Heaps *et al.* (2011) ont relevé quelques données dynamiques grâce à une plateforme dynamométrique, en cercle au pas.

Cette étude a permis de montrer que les moments horizontaux des membres postérieurs au pas sont respectivement similaires aux deux mains pour les membres internes et externes au cercle (Figure 13).

Ces moments sont de petite taille, 14 Nm, comparés aux moments verticaux.

Néanmoins, la répartition de ce moment dans le pied est différente selon le membre étudié.

Figure 13 : Moments horizontaux des membres postérieurs droit et gauche durant un cercle à main gauche de 5 mètres de rayon au pas (Heaps, 2011)



Sur le membre externe, la maximale de la composante horizontale du moment se situe sur la partie interne du pied avec un aspect biphasique. Cette courbe ressemble à une force de réaction du sol avec une force d'impact et une phase propulsive de la foulée.

Inversement, sur le membre interne, la composante horizontale du moment oscille autour de zéro avec des phases internes et externes. En particulier à mi-appui, on passe d'une localisation interne à une localisation externe. A cet instant, le postérieur externe est en pleine poussée et fait basculer le bassin horizontalement, causant une rotation interne de la hanche du membre interne. La hanche étant la seule articulation du membre postérieur capable de créer un large mouvement dans le plan horizontal, le moment horizontal vient soit dans la hanche, soit de mouvements horizontaux du tronc caudal causé par des mouvements de la colonne ou des sacro-iliaques.

DEUXIEME PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE

I. Matériels et méthodes

A. Sujets et instruments de mesure

1. Chevaux

Dans le cadre de cette étude, trois chevaux de selle, évalués cliniquement sains, ont été utilisés.

Le poids moyen des chevaux est de 590 kg et l'âge moyen est de 8 ans (Tableau 1).

Tableau 1 : Caractéristiques des chevaux étudiés

Cheval	Sexe	Race	Age (ans)	Poids (kg)
RAVI	Hongre	Selle Français	9	575
STAR	Hongre	Selle Français	8	584
TROCADERO	Hongre	Selle Français	7	610

2. Instruments de mesure

a. Fer dynamométrique

Après un parage classique par un maréchal ferrant expérimenté, les trois chevaux ont été équipés d'un fer dynamométrique sur le pied postérieur droit.

Ce fer dynamométrique est un instrument non-invasif conçu par l'Unité INRA-ENVA 957 de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (BPLC) de l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort, et permettant la mesure des forces en conditions d'exercice sportif.

Il est composé de quatre capteurs de force piézoélectriques et triaxiaux (9251A, Kistler), pris en « sandwich » et précontraints entre de deux plaques d'aluminium usinées en forme de fer. Deux capteurs sont placés en talons et les deux autres sont en mamelles du fer, médialement et latéralement. L'ensemble est fixé à un troisième fer en aluminium, cloué de manière traditionnelle au sabot du cheval (Figure 14). L'ensemble dynamométrique est fixé au fer cloué grâce à quatre vis.

Les trois câbles issus de chaque capteur sont réunis en arrière du fer, puis fixés au membre, et reliés à un convertisseur analogique-numérique (NI-USB 6218) associé à un ordinateur contrôlé à distance par Wi-Fi. Ce système d'acquisition embarqué est porté par le cheval grâce à un tapis de selle adapté, muni de sacoques. L'acquisition des données se fait à une fréquence de 7.8 kHz.

Ce fer est optimisé pour être le plus proche possible d'un fer classique : il pèse 490 grammes et mesure 22 millimètres de haut. Des fers « fantômes » du même poids et de la même hauteur équipent le membre postérieur controlatéral ainsi que les membres antérieurs. Cet outil de mesure des forces appliquées sous le pied a été validé au pas et au trot (Chateau *et al.*, 2009a).

La force de réaction du sol a été calculée comme la somme des forces appliquées sur les 4 capteurs, et exprimée dans un référentiel local où l'axe Z est perpendiculaire à la

face solaire du fer, orienté (positif) vers le bas, et l'axe X, longitudinal (selon l'axe dorso-palmaire du pied), orthogonal au précédent, est positif vers l'avant.

Figure 14 : Présentation du fer dynamométrique : vue de dessus, avant pose, montrant les 4 capteurs triaxiaux (photo supérieure) et vue latérale une fois mis en place (inférieure).



b. Mesure de la vitesse

Afin de suivre et d'enregistrer la vitesse instantanée des chevaux, l'antenne d'un système GPS (Racelogic RLVBSS 100) a été fixée sur la croupe du cheval. L'appareil d'acquisition des données GPS a également été placé dans l'une des pochettes du tapis de selle.

B. Procédures d'enregistrement

Les chevaux ont été longés sur un cercle de 5 mètres de rayon, sur un sol en sable fibré (ProSol* Toubin & Clément), au trot et au galop, alternativement à chaque main. Le membre postérieur droit équipé est donc à l'intérieur du cercle à main droite et à l'extérieur du cercle à main gauche.

Lors de chaque test, les données de force et de vitesse ont été enregistrées au cours de dix foulées successives. Pour chaque cheval, quatre tests ont été sélectionnés pour chaque condition. La phase d'appui des foulées a été délimitée en appliquant un seuil de 100 N (9,81 N équivaut à 1 kg force).

Des programmes dédiés de traitement des données, développés par les ingénieurs de l'équipe de Biomécanique de l'unité BPLC en langage MatLab®, ont permis de déterminer les différentes variables exploitées dans cette thèse :

- La durée de l'appui (DA), la durée de la foulée, et le ratio entre les deux
- Les forces maximales (Fx max, Fy max, Fz max)
- Les aires sous la courbe force-temps (Ax, Ay, Az), traduisant la force cumulée appliquée sur le membre au cours d'un appui, et déterminée en calculant l'intégrale sous la courbe force-temps

C. Traitement des données et analyse statistique

Des modèles de régression linéaires à effets mixtes (proc mixed de SAS, v.0.3) ont été utilisés pour comparer les résultats obtenus entre le cercle à main droite et celui à main gauche à chaque allure.

Ces modèles ont été choisis avec l'aide d'un statisticien pour diverses raisons. Par exemple, les foulées enregistrées sur un même cheval ne sont pas indépendantes les unes par rapport aux autres étant donné que l'on enregistre des séries de 10 foulées. Il faut donc prendre en compte cette donnée dans l'analyse des résultats. De même, il est nécessaire de prendre en compte la répétition des données issues d'un même cheval, de les distinguer de celles issues d'un autre sujet.

Le seuil de significativité retenu est $p < 0,05$.

II. Résultats

Le nombre total de foulées analysées dans cette étude a été de :

- 119 (40 en moyenne par cheval) au trot à main gauche (membre postérieur étudié contacteur)
- 117 (39 en moyenne par cheval) au trot à main droite (membre postérieur étudié directeur)
- 114 (38 en moyenne par cheval) au galop à main gauche (membre contacteur)
- 111 (37 en moyenne par cheval) au galop à main droite (membre directeur)

Les résultats ci-dessous sont présentés par type de variables, en envisageant en même temps et de façon comparée, le trot et le galop. Toutes les valeurs moyennes correspondantes sont présentées dans le tableau 2. Ces données chiffrées sont complétées par les tracés force-temps présentés sur les Figures 15 à 17.

A. Vitesse et durée de l'appui

La **vitesse** s'est révélée non significativement différente entre les deux mains au trot, mais différente au galop ($p = 0,02$; Tableau 2), ce qui justifie d'avoir inclus un ajustement sur la vitesse dans le modèle statistique utilisé pour comparer les mains.

Que ce soit au trot ou au galop, la **durée de l'appui**, et la **durée relative de l'appui** (durée de l'appui sur durée totale de la foulée) sont significativement supérieures sur le **postérieur intérieur au cercle** ($p < 0,0001$ dans les deux cas, tableau 2). Comme on pouvait s'y attendre, la durée de la foulée, elle, n'est pas affectée par la main (après ajustement sur la vitesse).

Tableau 2 : Moyennes (écart-types) et valeurs estimées des paramètres de la foulée et de la mise en charge du membre postérieur de 3 chevaux, au trot et au galop, sur le cercle à main gauche et à main droite, sur sol meuble.

	TROT					GALOP				
	Cercle gauche (postérieur extérieur)		Cercle droit (postérieur intérieur)		P	Cercle gauche (postérieur extérieur)		Cercle droit (postérieur intérieur)		P
	Moyenne (ET)	Estimé	Moyenne (ET)	Estimé		Moyenne (ET)	Estimé	Moyenne (ET)	Estimé	
Vitesse (m/s)	12,5 (0,8)		12,7 (0,9)		0,318	15,9 (1,3)		16,5 (1,1)		0,023
Durée d'appui (s)	0,284 (0,015)	0,284	0,316 (0,013)	0,319	<0,0001	0,244 (0,013)	0,244	0,276 (0,016)	0,278	<,0001
Durée relative de l'appui (%)	38,8 (1,2)	38,8	43,6 (1,7)	43,7	<0,0001	40,6 (1,7)	40,6	46,2 (2,1)	46,4	<,0001
Durée de foulée (s)	0,732 (0,041)	0,732	0,726 (0,042)	0,730	0,466	0,603 (0,039)	0,601	0,598 (0,039)	0,599	0,624
Force longitudinale maximale (N/kg)	1,96 (0,69)	1,95	1,71 (0,56)	1,68	0,002	2,88 (0,57)	2,91	1,65 (0,56)	1,65	<0,0001
Force transversale maximale (en valeur absolue ; N/kg)	1,32 (0,48)	1,32	0,49 (0,46)	0,49	<0,0001	2,13 (0,52)	2,15	1,45 (0,39)	1,44	<0,0001
Force verticale maximale (N/kg)	9,70 (1,16)	9,71	9,16 (0,71)	9,13	0,0003	11,26 (1,29)	11,33	9,44 (0,90)	9,26	<,0001
Force longitudinale minimale (N/kg)	-0,82 (0,73)	-0,82	-0,80 (0,57)	-0,80	0,84	-0,92 (0,70)	-0,90	-0,66 (0,49)	-0,60	0,004
Force (longitudinale) cumulée d'amortissement (N.s/kg)	2,22 (0,14)	2,22	0,21 (0,11)	0,213	0,542	0,28 (0,12)	0,28	0,19 (0,09)	0,20	<0,0001
Force (longitudinale) cumulée de propulsion (N.s/kg)	-0,08 (0,09)	-0,08	-0,08 (0,07)	-0,08	0,888	-0,06 (0,06)	-0,06	-0,040 (0,045)	-0,04	0,014
Force transversale cumulée (en valeur absolue ; N/kg)	0,23 (0,09)	0,23	0,08 (0,06)	0,08	<0,0001	0,29 (0,07)	0,29	0,22 (0,08)	0,22	<0,0001
Force verticale cumulée (N.s/kg)	1,70 (0,25)	1,70	1,79 (0,15)	1,80	0,001	1,69 (0,16)	1,69	1,68 (0,15)	1,66	0,098
Temps de la Force longitudinale maximale (% de la durée de l'appui)	26,2 (12,1)	26,1	24,7 (9,8)	24,7	0,380	25,7 (10,0)	26,0	35,9 (8,7)	37,2	<0,0001
Temps de la Force verticale maximale (% de la durée de l'appui)	51,2 (2,0)	51,2	50,7 (2,2)	50,6	0,063	56,6 (2,8)	56,7	55,5 (4,5)	55,3	0,033

B. Forces maximales

Toutes les forces maximales sont significativement plus élevées sur le **postérieur extérieur au cercle**. La différence entre membres intérieur et extérieur est la plus évidente au **galop** ($p < 0,0001$, que ce soit pour les forces longitudinale, transversale ou verticale, maximales, cf. tableau 2). Au trot, la différence entre membres intérieur et extérieur au cercle est également significative mais la significativité est moindre, sauf pour la force transversale maximale (en valeur absolue ; $p < 0,0001$). L'écart entre membres est d'ailleurs, pour cette force, du même ordre qu'au galop, tandis que pour les forces longitudinale et verticale maximales, **l'écart est 4 à 5 fois plus grand au galop qu'au trot**.

La force longitudinale de propulsion n'est pas significativement différente entre membres intérieur et extérieur au cercle, au trot, tandis qu'au galop, elle est significativement plus élevée (en valeur absolue) sur le membre extérieur au cercle ($p = 0,04$).

Les tracés forces-temps (Figures 15 à 17) montrent également des différences selon le membre quant au moment (relatif, exprimé en % de la durée de l'appui) de survenue des valeurs maximales. Là encore, les différences sont significatives au galop mais pas au trot (tendance toutefois pour le temps de la force verticale maximale, $p = 0,063$) : le temps relatif de la force longitudinale maximale est plus précoce lorsque le membre postérieur est contacteur (cercle gauche ; $p < 0,0001$), celui de la force verticale maximale est plus tardif sur ce même membre ($p = 0,033$).

Figure 15 : Tracé force longitudinale (F_x)-temps au cours de l'appui, de trot et de galop, sur le cercle

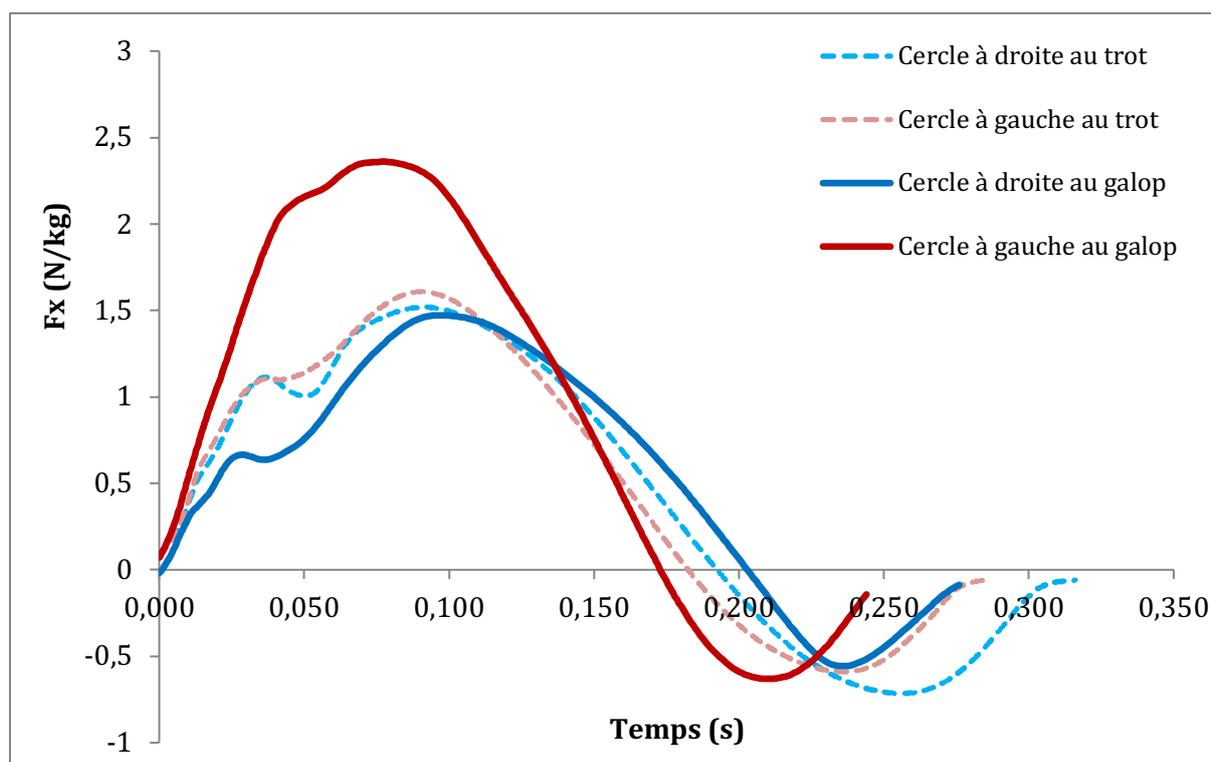
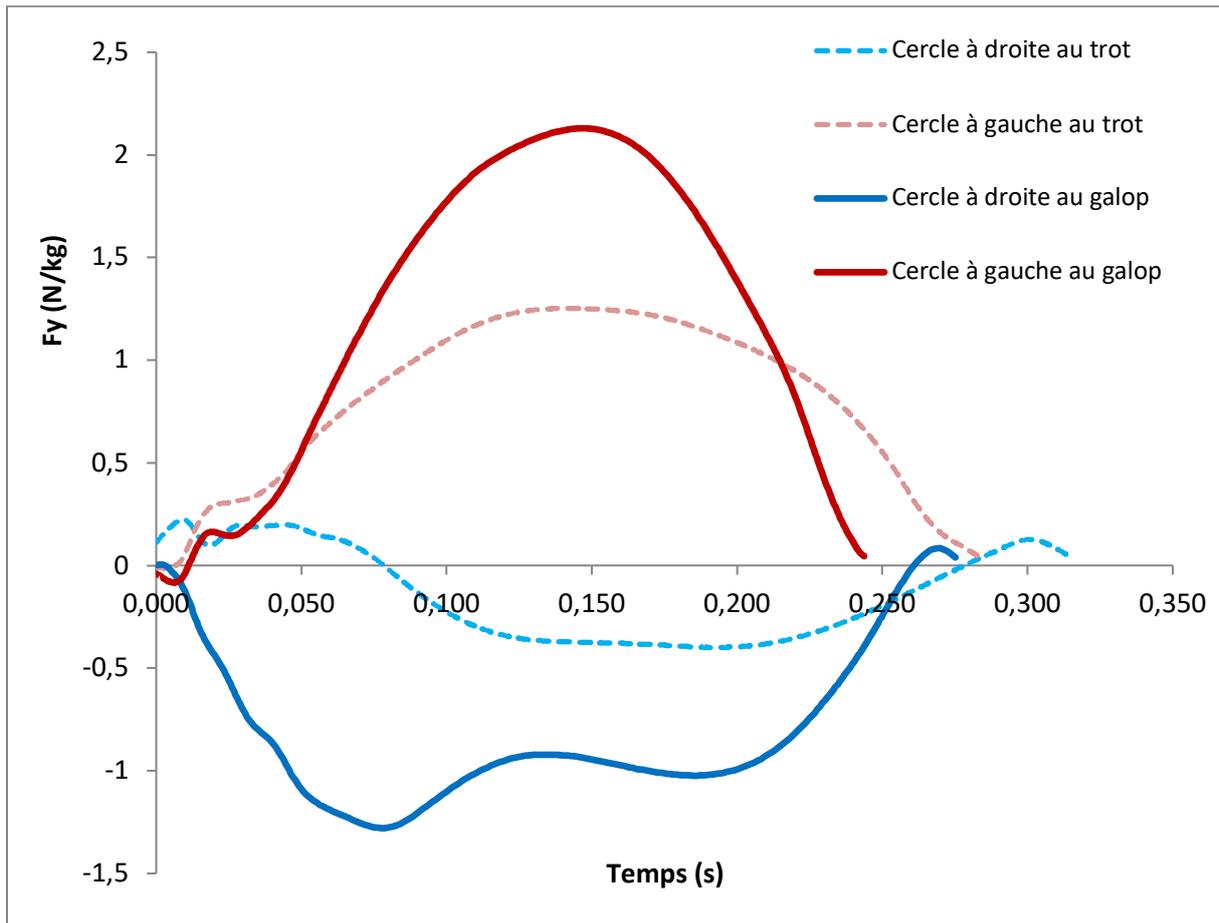


Figure 16 : Tracé force transversale (F_y)-temps au cours de l'appui, de trot et de galop, sur le cercle



C. Forces cumulées

Les forces cumulées pendant la durée de l'appui, correspondant aux aires sous la courbe des tracés force-temps, montrent également des différences nettes entre membres (tableau 2).

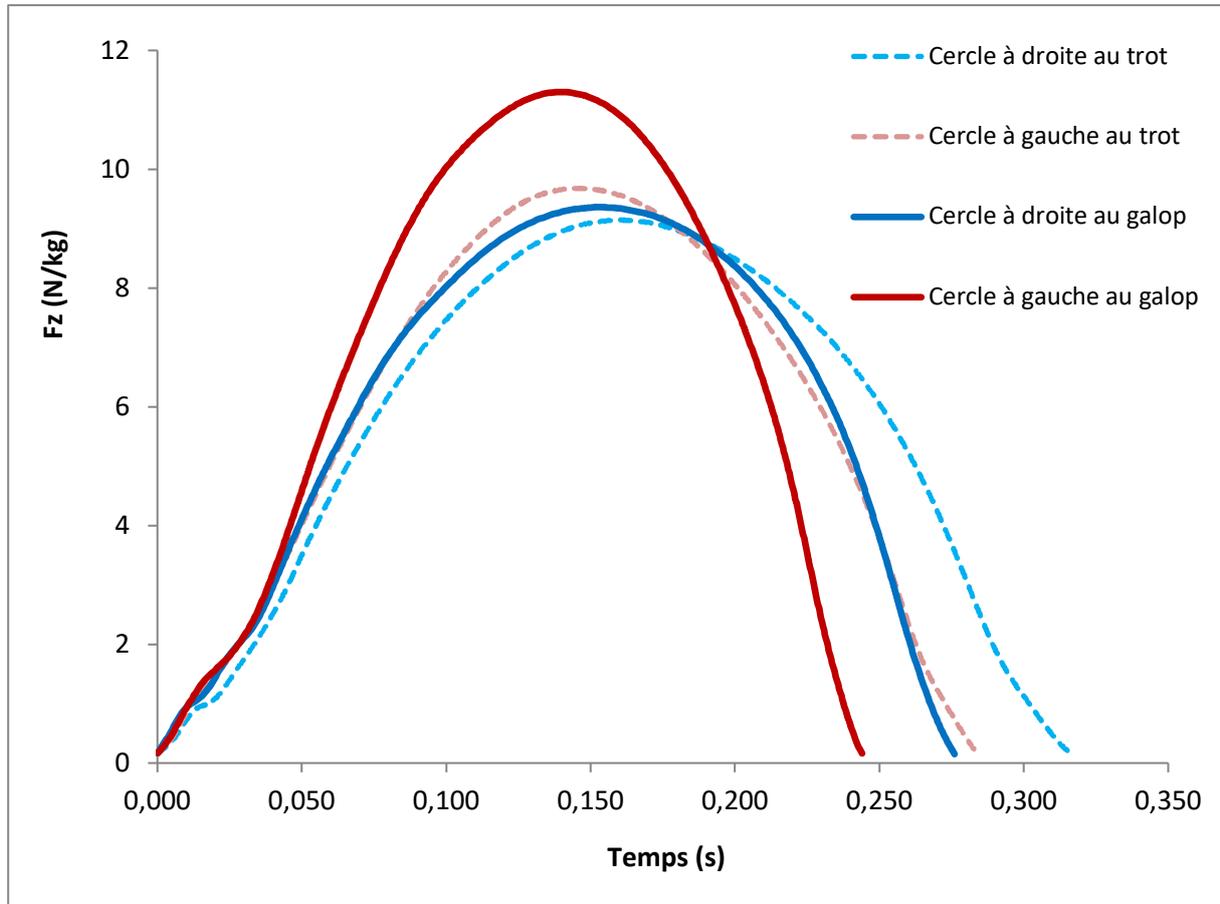
La **force cumulée (longitudinale) d'amortissement** n'est pas significativement différente au trot entre membres intérieur et extérieur au cercle, tandis qu'elle est nettement plus élevée sur le membre extérieur au cercle au galop ($p < 0,0001$), malgré une durée d'appui inférieure.

La **force cumulée (longitudinale) de propulsion** n'est pas significativement différente au trot entre membres intérieur et extérieur au cercle, tandis qu'elle est plus élevée sur le membre extérieur au cercle au galop ($p = 0,014$).

La **force verticale cumulée** est significativement supérieure sur le membre intérieur au cercle au trot ($p=0,01$), résultat sans doute lié à la durée d'appui plus grande sur ce membre. En revanche, au galop, la tendance est inverse : la force cumulée verticale tend à être plus élevée sur le membre extérieur au cercle ($p = 0,098$).

La force transversale cumulée (calcul de l'aire nette sous la courbe, puis comparaison en valeur absolue) est significativement supérieure sur le membre extérieur au cercle, que ce soit au trot ou au galop (tableau 2).

Figure 17 : Tracé force verticale (F_z)-temps au cours de l'appui, de trot et de galop, sur le cercle



III. Discussion

Cette étude a permis de quantifier pour la première fois les forces qui s'appliquent sous les pieds postérieurs d'un cheval lorsque celui-ci se déplace sur un cercle, au trot et au galop, en ciblant plus particulièrement l'analyse sur la comparaison entre le membre situé à l'intérieur et celui à l'extérieur du cercle.

La discussion portera dans un premier temps sur la méthodologie utilisée, puis sur les résultats eux-mêmes et leurs implications cliniques.

A. Discussion du protocole expérimental

1. Instrument de mesures utilisé : le fer dynamométrique

Le fer dynamométrique et la chaîne de mesures qui lui est liée a été validé à travers une étude effectuée par l'unité BPLC en 2009 (Château et *al.*, 2009).

Ce dispositif a ainsi été testé *in vitro* et *in vivo* et les résultats ont été comparés avec des mesures obtenues avec une plateforme de forces.

Le poids du fer dynamométrique, de 0,490 kg, est légèrement supérieur à un fer classique. Un fer en acier pèse environ 0,460 kg pour un cheval de sport. Cela peut modifier légèrement l'allure, en particulier en accroissant l'inertie du membre. Roland et *al.* (2005) ont décrit que sur les membres antérieurs, le moment d'inertie calculé à l'épaule est augmenté de 0,35 kg.m² pour un fer de 0,590 kg. Cela pourrait donc influencer les données propres à la foulée.

Cependant, le membre étant équipé de la même façon qu'il soit à l'intérieur ou à l'extérieur du cercle, au trot ou au galop, ce facteur ne peut pas être considéré comme ayant biaisé les résultats.

Le fer étant peu adaptable à la taille des pieds des chevaux, les chevaux utilisés pour cette expérience ont été choisis, en partie, pour leur taille de pied similaire afin d'avoir un instrument de mesure adapté à l'ensemble des chevaux étudiés.

2. Conditions expérimentales

c. Choix des sujets

Les chevaux utilisés dans cette étude ont des âges et des poids différents. Cependant, ils ont un modèle similaire et une race identique, se rapprochant du modèle du cheval de sport.

Ce modèle est en accord avec l'objectif de l'étude qui cerne particulièrement les chevaux de sport. Le travail sur le cercle au trot et au galop est une activité utilisée régulièrement dans l'entraînement des chevaux de dressage et de saut d'obstacles.

Ces trois chevaux ont été examinés cliniquement avant les mesures et ont été qualifiés de sains d'un point de vue locomoteur. On peut toutefois mentionner que l'examen était simplement visuel. Une analyse objective de la symétrie locomotrice des chevaux aurait pu être utilisée grâce à l'utilisation d'appareils de diagnostic de boiterie, basés sur des capteurs cinématiques tels que le Lameness Locator®. Toutefois ce genre de système, adapté à l'examen en ligne droite, est encore assez peu performant lors de l'examen sur le cercle.

d. Représentativité des données

Quatre séries de dix foulées ont été étudiées pour chaque cheval dans chaque condition d'examen (allure et main). Cela a permis de recueillir des données sur une quarantaine de foulées pour une condition donnée, donc permet d'avoir une puissance statistique conséquente pour chaque cheval.

On peut toutefois regretter le petit nombre de sujets. Un effectif plus grand aurait été d'autant plus représentatif de la population des chevaux de sport, ce qui aurait conféré une portée plus large aux résultats de cette étude. En pratique les mesures sur le cercle ne représentent qu'une petite partie de ce qui a été demandé à chaque cheval le jour de la session correspondante, et le nombre de données à traiter sur l'ensemble du programme de recherche correspondant a été extrêmement conséquent pour l'équipe BPLC, sans parler des difficultés techniques liées à la mise en œuvre de ce type de mesures, et de la difficulté de trouver de bons chevaux candidats (chevaux symétriques, patients, dont la taille des pieds convient, etc.).

e. Référentiel utilisé

Les forces mesurées sont exprimées dans un référentiel basé sur le fer dynamométrique, et non dans un référentiel « absolu ». Cette présentation « anatomique » est pertinente lorsqu'il s'agit d'interpréter les résultats en termes de contraintes sur la partie la plus distale du membre. En revanche, en l'absence de mesures cinématiques associées, il est impossible de savoir comment est orientée exactement la force de réaction du sol (puisque l'orientation du pied n'a pas été mesurée) et par conséquent d'en déduire les effets de cette force, par exemple en terme de couple sur les différentes articulations.

Néanmoins, pour l'interprétation de la force verticale, il est possible d'effectuer une approximation acceptable entre le référentiel basé sur pied et celui basé sur le sol. Lors d'un exercice en cercle sur sol souple et déformable comme celui utilisé dans cette expérience, le pied pénètre dans le sol. Cela permet d'avoir peu de différence entre le pied et le sol, et entre chaque pied (Crevier-Denoix, 2014).

B. Discussion des résultats

1. Cercle au trot

a. Comparaison avec la ligne droite

(1) Vitesse et durée d'appui

La vitesse relevée à environ 3,50 m/s est similaire à celle décrite dans les études précédentes.

De plus, la vitesse obtenue dans cette étude correspond au même ordre de grandeur que les vitesses décrites en ligne droite dans les précédentes études (Clayton et

al., 1994a), entre 3,20 m/s au trot rassemblé et 4,93 m/s au trot allongé. La vitesse ne semble donc pas ralentie sur un cercle de 10 mètres de diamètre.

Cependant, si la taille du cercle tend à diminuer fortement, la vitesse pourrait être diminuée également, comme le décrivent Chateau *et al.* (2005) lors d'une étude sur les virages serrés.

L'exercice sur le cercle semble discrètement raccourcir la foulée de trot de travail. La longueur moyenne d'une foulée de trot dans notre étude est relevée à 2,55 mètres. Cette valeur est dans la fourchette des longueurs obtenues par Clayton *et al.* en 1994a lors de son étude des différents types de trot en ligne droite. Pour Clayton *et al.*, une foulée de trot en ligne droite mesure entre 2,50 +/- 0,04 mètres en trot rassemblé et 3,55 +/- 0,07 mètres en trot allongé. Cependant, une foulée de trot de travail mesure en moyenne 2,73 +/- 0,04 mètres.

De plus, Wheishaupt *et al.* (2004) sur des chevaux en ligne droite au trot sur un tapis roulant mesure la foulée moyenne à 2,659 +/- 0,128 mètres.

Cependant, cette donnée peut varier en fonction des divers paramètres tels que le sol, les chevaux utilisés et la vitesse subjectivement imposée du trot de travail. Clayton *et al.* (1994) ont étudié des chevaux de selle de dressage de plus grande taille, comparés aux chevaux utilisés dans notre étude. De plus, le trot de travail de Clayton était en moyenne à 3.62 m/s, alors que la moyenne dans notre étude est 3,50 m/s.

Ainsi, l'exercice sur le cercle semble discrètement raccourcir la foulée de trot de travail. Cependant, pour confirmer cela, il faudrait analyser les longueurs de foulées de mêmes chevaux en ligne droite et en cercle.

Par ailleurs, la durée moyenne d'une foulée de trot, mesurée dans cette expérience, correspond exactement à celle obtenue par Hobbs *et al.* en 2013 sur des chevaux en ligne droite au trot avec des plaques de forces.

Ainsi, l'exercice sur le cercle ne semble pas avoir d'influence sur la durée d'une foulée de trot.

Néanmoins, malgré une durée de foulée similaire sur les deux membres postérieurs, la phase d'appui est plus longue sur le membre postérieur interne. Ceci est une donnée particulière au cercle puisqu'en ligne droite les données sont strictement similaires sur les deux membres postérieurs.

Cette asymétrie a déjà été relevée au trot sur le cercle sur les membres antérieurs par Chateau *et al.* en 2013. Chateau *et al.* (2013) montrent que les résultats obtenus sur un sol souple en sable sont de 38,48 % pour le membre antérieur externe au cercle, et de 41,06 % pour le membre antérieur interne. La différence semble moins importante que celle obtenue dans notre étude sur les membres postérieurs. Cependant, Chateau *et al.* (2013) mettent également en évidence que l'asymétrie varie en fonction de la qualité du sol en comparant l'asphalte et le sol souple en sable.

Il est ainsi difficile de comparer ces différences d'asymétrie entre membres postérieurs et membres antérieurs, n'ayant pas les mêmes conditions d'étude. Une expérience propre serait nécessaire pour pouvoir tirer une réelle conclusion.

Ainsi, même si le trot est une allure esthétiquement symétrique sur le cercle, il existe une dissymétrie détectable grâce à l'analyse dynamique. L'analyse de la force de réaction du sol a permis de caractériser cette dissymétrie.

(2) Tracés force-temps et forces maximales

L'allure des tracés force-temps sur le cercle est similaire pour les trois composantes de la force de réaction sol par rapport à la ligne droite mais il existe quelques différences.

L'allure de F_x est similaire entre l'exercice en ligne droite et en cercle, il existe une phase de freinage et une phase de propulsion. Sur le cercle, la transition entre les deux phases apparaît plus tardive sur le membre postérieur externe que sur le membre postérieur interne. Le membre postérieur externe semble donc avoir une action de freinage plus importante que de propulsion lors d'une foulée de trot. Ces données obtenues comportent une forte variabilité et reste à confirmer par une étude dynamique couplée à une étude cinématique.

Cependant, la tendance observée montre que la transition semble proche de 60 % de l'appui. Cela marque une nette différence avec les résultats obtenus par Hobbs, potentiellement explicable par des caractéristiques de sol différentes. D'après les études de Chateau et *al.* (2013), la transition est retardée sur sol souple.

La force de réaction du sol transversale est une composante négligeable de la force de réaction au sol en ligne droite. Au contraire, en cercle, la composante transversale de la force de réaction du sol est du même ordre de grandeur que les autres composantes de cette force. Ainsi, en cercle, les membres postérieurs sont soumis des forces maximales transversales bien supérieures à celles de la ligne droite.

De plus, en ligne droite, il existe une symétrie entre les deux membres postérieurs, sur un cercle les forces maximales de chacun des deux membres postérieurs sont différentes.

En cercle, toutes les forces maximales sont plus importantes sur le membre postérieur externe. Le membre postérieur externe au cercle est donc sollicité plus intensément que le membre postérieur interne.

(3) Forces cumulées

La force horizontale cumulée sur un appui n'est pas significativement différente entre les deux membres postérieurs sur le cercle, tout comme en ligne droite.

Ainsi, lors d'un travail en cercle au trot, la contrainte horizontale imposée par l'allure semble être similaire à celle imposée lors du travail en ligne droite.

La force cumulée transversale sur une foulée est plus importante sur le membre postérieur externe, comparé au membre interne.

Au contraire, la force cumulée verticale sur une foulée est plus importante sur le membre postérieur interne.

Pour conclure, les principales différences du travail au trot en cercle par rapport à la ligne droite sont l'existence d'une composante transversale de la force de réaction du sol non négligeable, ainsi que l'asymétrie des contraintes subies entre les deux membres postérieurs. Le membre postérieur externe est soumis à des contraintes discrètement mais significativement plus importantes que le membre postérieur interne au cours d'un

appui. On peut donc considérer que le membre postérieur extérieur au cercle est légèrement plus à risque de lésion lors d'un travail en cercle au trot.

b. Comparaison avec les membres antérieurs

Tout comme les membres postérieurs, les membres antérieurs présentent également une durée d'appui plus longue sur le membre interne.

Néanmoins, la différence de temps d'appui entre les membres antérieurs semble moins importante que celle obtenue dans notre étude sur les membres postérieurs.

Cependant, Chateau et *al.* (2013) mettent également en évidence que cette asymétrie varie en fonction des caractéristiques du sol en comparant l'asphalte et le sol souple en sable. Ainsi, pour pouvoir comparer objectivement ses données, il faudrait réaliser les mesures dans les mêmes conditions, et en particulier sur le même sol.

La composante verticale de la force de réaction du sol présente la même allure sur les membres antérieurs et les membres postérieurs au trot sur le cercle, avec une phase de freinage et une phase de propulsion. L'instant de transition entre les deux phases n'est pas comparable étant donné que les données ne sont pas obtenues dans les mêmes conditions, particulièrement sur le même sol (Chateau et *al.*, 2013).

Les autres composantes de la force de réaction du sol présentent des courbes d'allure similaire entre les membres postérieurs et antérieurs au cours d'un appui au trot. Il n'y a cependant pas d'informations chiffrées plus précises disponibles pour comparer les forces maximales et les forces cumulées au cours d'un appui.

2. Cercle au galop

a. Comparaison entre membres postérieurs, intérieur et extérieur au cercle

Le membre postérieur placé à l'intérieur du cercle, soit le membre postérieur directeur présente un appui plus long par rapport au membre postérieur contacteur lors d'une foulée de galop. Cependant, les forces de la réaction du sol sont plus importantes sur le membre postérieur contacteur.

La force maximale verticale est quasiment deux fois plus grande sur le membre postérieur contacteur que sur le membre postérieur directeur. Les forces maximales transversales et horizontales présentent une différence moins importante entre les deux membres postérieurs controlatéraux mais qui reste significative.

Ainsi, le membre postérieur contacteur est le membre le plus à risque de lésions lors d'une activité en cercle au galop, considérant les forces qui s'appliquent sur la partie distale du membre.

Par ailleurs, sur F_x , on remarque la transition entre la phase de freinage et celle de propulsion est plus précoce sur le membre contacteur. Ainsi le membre postérieur contacteur possède un rôle prédominant dans la propulsion, alors que le membre postérieur directeur est plus axé sur la phase de freinage.

b. Comparaison avec la ligne droite

Une étude expérimentale menée par l'unité de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du cheval de l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort concernant les données dynamiques des membres postérieurs au galop en ligne droite a été réalisée précédemment (Crevier-Denoix et al., 2011). Les mêmes chevaux avec le même équipement ont été utilisés. Ainsi, cela a permis d'obtenir des données afin de comparer l'exercice en cercle et celui en ligne droite. Néanmoins, l'analyse statistique de l'ensemble des données est en cours.

(1) Durée et longueur de foulée

La durée moyenne d'une foulée de galop en cercle est de 0,60 secondes. Elle est strictement similaire à celle obtenue lors de l'exercice en ligne droite.

Sur le cercle, le membre postérieur interne au cercle, soit le membre postérieur directeur présente un appui plus long par rapport au membre postérieur contacteur lors d'une foulée de galop. Alors qu'en ligne droite, ce ratio temps d'appui sur une foulée est similaire entre les deux membres.

Par ailleurs, une phase d'appui au galop en ligne droite dure environ 0,22 secondes, contre entre 0,28 et 0,24 secondes en cercle. Ainsi, l'exercice sur le cercle aurait tendance à allonger l'appui lors d'une foulée de galop.

De plus, la longueur de foulée semble être raccourcie par l'exercice en cercle. En cercle, la foulée moyenne est de 2,70 mètres. Clayton et al., en 2010, lors d'une étude des différents galops montrent que pour un galop moyen à 4.52 m/s, vitesse proche de celle de notre étude, la longueur de foulée est de 2,93 mètres. Ainsi, la longueur de la foulée sur le cercle semble légèrement raccourcie.

Cependant, on sait que lors d'une accélération, la durée d'une foulée reste constante mais la longueur et le temps d'appui varient afin d'augmenter la vitesse. Ainsi, une discrète augmentation de la vitesse peut influencer la longueur de foulée. Il serait donc nécessaire d'avoir des données en ligne droite et en cercle obtenues à la même vitesse d'exercice afin de pouvoir comparer précisément.

(2) Tracés force-temps

L'allure des tracés force-temps F_z et F_x est similaire à celle de l'exercice en ligne droite au galop. Les valeurs mesurées lors de l'étude de Crevier-Denoix et al. (2011) sont nettement plus importantes mais restent du même ordre de grandeur. Cependant, la vitesse est d'environ 8 m/s dans l'étude de 2011 alors que dans cette expérience, la vitesse moyenne est de 4 m/s.

Dans l'étude de Crevier-Denoix et al. (2011), le membre directeur est le membre ayant des forces maximales verticales et horizontales les plus importantes au galop en ligne droite. Or, il s'avère que sur le cercle, les forces maximales verticales et horizontales sont plus importantes sur le membre contacteur.

Ainsi, les forces maximales s'inversent entre les membres postérieurs directeurs et contacteurs lorsque l'on passe de l'exercice sur le cercle à celui en ligne droite.

En ligne droite, la composante transversale de la force de réaction au sol est négligeable, alors qu'en cercle, celle-ci est d'un ordre grandeur similaire aux composantes.

De plus, la force transversale sur le cercle présente une asymétrie entre les deux membres postérieurs. Une valeur nettement supérieure est notée sur le membre postérieur contacteur alors que lors de l'exercice en ligne droite, il n'existe pas de réelle différence entre les deux membres postérieurs.

Ainsi, lors d'un exercice sur le cercle au galop, le membre postérieur contacteur est le membre subissant les contraintes les plus importantes, particulièrement sur l'axe médio-latéral et donc le plus sujet aux lésions, contrairement à la ligne droite.

c. Comparaison avec les membres antérieurs

D'après mes recherches, aucun résultat dynamique n'est à ce jour disponible pour les membres antérieurs sur le cercle au galop. Seules des données sur l'exercice en ligne droite sont disponibles dans l'étude de Crevier-Denoix et *al.* (2011). Aucune comparaison n'a donc été possible.

d. Comparaison le cercle au trot

Au deux allures étudiées, l'exercice en cercle semble globalement ralentir l'allure et raccourcir la foulée. Pour maintenir la trajectoire et l'équilibre, le cheval doit lutter contre la force centrifuge. La composante transversale de la force de réaction du sol, négligeable en ligne droite, s'ajoute aux autres forces lors du travail en cercle. Ceci peut expliquer le ralentissement de l'allure.

De plus, la phase d'appui sur une foulée est plus longue sur le membre interne au cercle lors du trot et du galop.

Les différentes composantes de la force de réaction du sol ont des courbes de même allure et de même ordre de grandeur. Néanmoins, il existe des différences entre le trot et le galop, notamment lors de la comparaison des forces entre les membres controlatéraux.

Au trot comme au galop, le membre postérieur externe au cercle subit des contraintes globalement plus intenses. Cependant, la différence entre les deux membres controlatéraux est nettement plus marquée au galop. Par exemple, la force maximale verticale au galop est 22 % plus grande sur le membre externe que sur le membre interne. Au trot, il existe seulement une différence de 6 %.

Ainsi, il existe une réelle différence de contraintes entre les deux membres postérieurs controlatéraux au galop alors que celle existant au trot est plus discrète.

C. Relation avec l'activité clinique

Cette étude dynamique des membres postérieurs lors d'un exercice en cercle nous a permis de mettre en évidence des données biomécaniques, non décrites jusqu'à ce jour.

Ce protocole nous a permis d'étudier les contraintes s'appliquant sur la partie distale des membres postérieurs. Il n'est pas possible de généraliser ces résultats à l'ensemble du membre. Cependant, une large majorité des boiteries observées sur les chevaux a une origine lésionnelle distale.

Ces données biomécaniques ont divers domaines d'application dans l'activité clinique quotidienne.

1. Examen locomoteur

L'examen dynamique du cheval comporte différentes conditions d'exercice. Classiquement, les chevaux sont examinés en ligne droite au pas et au trot sur le sol dur. Puis, un examen en cercle aux trois allures est réalisé sur sol dur puis sur sol souple.

Selon les conditions d'examen, le cheval exprime la boiterie de façon différente. L'interprétation de cet examen associée à la connaissance de l'anatomie et de la biomécanique du cheval permet de localiser la boiterie et de suspecter la localisation de la lésion.

Selon la structure anatomique responsable de la boiterie, les différentes conditions vont permettre de soulager ou au contraire de mettre à l'effort une partie du membre particulière.

Lorsque les tendons sont lésés, la principale contrainte agissant sur ceux-ci lors d'un exercice est la force de réaction du sol verticale. Ainsi, lorsque la force verticale est maximale, le degré de boiterie est maximal. Une desmite du ligament suspenseur du boulet d'un membre postérieur s'exprimera donc principalement en cercle à main opposée sur sol souple.

Cependant lorsqu'on est en présence d'arthropathie distale, la collatéromotion est la principale source de douleur. Ainsi, la boiterie est maximale lorsque la composante transversale de la force de réaction du sol est maximale. La boiterie s'exprime donc majoritairement lors de l'exercice en cercle à main correspondante au trot et sur un sol dur.

2. Établir un protocole de rééducation adapté

Le galop étant une allure asymétrique, il est souvent plus délicat de diagnostiquer des boiteries à cette allure. Ainsi, les résultats obtenus au galop ont peu d'intérêt pour le diagnostic de boiterie lors d'un examen locomoteur.

Cependant, ces résultats sont importants pour établir un protocole de rééducation adapté à la lésion localisée par l'examen locomoteur et les éventuels examens complémentaires.

Malgré l'absence de manifestation clinique facilement décelable lors d'un examen dynamique au galop, il est important d'éviter certaines conditions d'exercice lors de phase de rééducation.

Comme nous l'avons montré précédemment, il existe une différence particulièrement importante des contraintes verticales s'appliquant sur les membres postérieurs controlatéraux lors de l'exercice en cercle au galop.

Ainsi, lorsqu'une lésion tendineuse est diagnostiquée sur un membre postérieur, la rééducation a pour objectif de réduire les contraintes verticales, auxquelles les tendons en cours de guérison sont particulièrement sensibles.

Il sera alors contre-indiqué de travailler le cheval en cercle à main opposée au trot et particulièrement au galop. Au galop, la contrainte verticale est 15 % plus importante sur le membre contacteur. Compte-tenu de cette information, le clinicien va adapter l'activité du cheval en convalescence pour maintenir une sollicitation modérée du membre lésé en favorisant plutôt le travail à main correspondante.

CONCLUSION

Cette étude expérimentale apporte un éclairage nouveau sur les forces qui s'exercent sur les membres postérieurs d'un cheval se déplaçant sur un cercle au trot et au galop. L'acquisition de ces nouvelles données a été possible grâce à l'utilisation du fer dynamométrique, conçu par l'Unité INRA-ENVA de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (BPLC) de l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort. L'utilisation de cet outil a permis l'obtention des mesures jusqu'ici non réalisables en pratique à l'aide des plateformes de forces classiquement utilisées.

Ces résultats constituent des bases de réflexion objectives pour l'interprétation des lésions ostéo-articulaires et tendineuses des régions distales du membre postérieur chez le cheval ainsi de leurs manifestations cliniques dans le contexte de l'examen dynamique.

Le cercle sur sol souple au trot est une condition d'examen fréquemment utilisée par les cliniciens lors de l'examen locomoteur car elle permet d'accentuer certaines boiteries, mais il n'y a pas actuellement de consensus en la matière, en particulier pour les affections des postérieurs. Au trot, notre étude a montré que les forces maximales appliquées sur le membre postérieur placé à l'extérieur du cercle sont plus élevées que celles sur le postérieur intérieur. Au galop, la différence entre les deux postérieurs est encore plus marquée. Par exemple, la force verticale maximale est supérieure de 6 % sur le membre postérieur extérieur (par rapport au postérieur intérieur) au trot, et de 22% au galop.

De plus, les structures anatomiques distales sont soumises à des mouvements de rotation et de collatéromotion intensifiées par l'exercice en cercle. Cette étude expérimentale révèle que lors du travail en cercle, les forces appliquées selon l'axe médio-latéral du pied, négligeables en ligne droite, sont du même ordre de grandeur que celles selon l'axe longitudinal palmaro-dorsal.

Le travail sur le cercle sur un sol souple, au trot et au galop, est également utilisé dans l'entraînement quotidien des chevaux de sport. Ainsi, dans le cadre de l'établissement d'un protocole de rééducation suite à une blessure, il est important de connaître précisément les contraintes subies par le membre durant les différents exercices courants effectués par le cheval. Grâce à l'utilisation du fer dynamométrique, cette étude expérimentale a révélé que la répartition des forces au galop entre les deux postérieurs est différente entre la ligne droite et le cercle. Le membre postérieur contacteur (qui est aussi celui à l'extérieur du cercle) est plus sollicité par l'exercice en cercle par rapport au membre directeur (à l'intérieur du cercle), alors que l'inverse est observé en ligne droite.

Pour conclure, l'avancée vers une meilleure connaissance de la dynamique du cheval au trot et au galop permet de guider le clinicien dans la mise en place d'exercices de rééducation adaptés à chaque lésion identifiée.

BIBLIOGRAPHIE

Back, W., Scharmhardt, H.C., Savelberg, H.H.C.M., Van Den Borgert, A.J., Bruin, G., Hartman, W. and Barneveld, A., 1995. How the horse moves : 2. Significance of graphical representations of equine hind limb kinematics. *Equine Veterinary Journal* 27, 39-45.

Back, W., Schamhardt, H.C., Barneveld, A., 1997. Kinematic comparison of the leading and the trailing fore- and hindlimbs at the canter. *Equine Veterinary Journal* 23, 80-83.

Bertram, J.E.A., Gutmann, A., 2009. Motions of the running horse and cheetah revisited : fundamental mechanics of the transverse and rotary gallop. *Journal of the Royal Society Interface* 6, 549-559.

Buchner, H.H.F., Obermuller, S., Scheidl, M., 2000. Body Centre of Mass Movement in the Sound Horse. *The Veterinary Journal* 160, 225-234.

Campion, F., Analyse cinématique des membres du cheval au galop : comparaison entre une piste en gazon et une piste en sable fibre-huile : étude préliminaire sur un cheval, 2011. Thèse d'exercice. Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort, France. 119 p.

Chateau, H., Degueurce, C., Denoix, J.-M., 2005. Three-dimensional kinematics of the equine distal forelimb : effects of a sharp turn at the walk. *Equine Veterinary Journal* 37, 12-18.

Chateau, H., Robin, D., Simonelli, T., Pacquet, L., Pourcelot, P., Falala, S., Denoix, J.-M., Crevier-Denoix, N., 2009a. Design and validation of a dynamometric horseshoe for the measurement of three-dimensional ground reaction force on a moving horse. *Journal of Biomechanics* 42, 336-340.

Chateau, H., et coll., 2009b. La biomécanique du pied du cheval. *Pratique Vétérinaire Equine* 41, 163, 7-15.

Chateau, H., Camus, M., Holden-Douilly, L., Falala, S., Ravary, B., Vergari, C., Lepley, J., Denoix, J.-M., Pourcelot, P., Crevier-Denoix, N., 2013. Kinetics of the forelimb in horses circling on different ground surfaces at the trot. *The Veterinary Journal* 198, 20-26.

Clayton, H.M., 1994a. Comparison of the stride kinematics of the collected, working, medium and extended trot in horses. *Equine Veterinary Journal* 26, 230-234.

Clayton, H.M., 1994b. Comparison of the collected, working, medium and extended canters. *Animal Locomotion, Equine Veterinary Journal Supplement* 17, 16-19.

Clayton, H.M., Sha, D.H., 2006. Head and body centre of mass movement in horses trotting on a circular path. *Equine Exercise Physiology* 7, 462-467.

Clayton, H.M., 2016. Biomechanics of the exercising horse, *in: Horse Species Symposium*. Manson, MI, p. 4077.

Clayton, H.M., Hobbs, S. J., 2017. The role of biomechanical analysis of horse and rider in equitation science. *Applied Animal Behaviour Science* 190, 123-132.

Crevier-Denoix, N., Pourcelot, P., Robin, D., Holden, L., Falala, S., Ravary, B., Camus, M., Vergari, C., Denoix, J.-M., Chateau, H., 2011. Ground reaction force, acceleration and high-speed kinematics of hoof contact in the fore and hind limbs of horses at the canter under training conditions. XXIIIrd congress of the ISB (International Society of Biomechanics) 2011, Bruxelles, Juillet 2011. 116.

Crevier-Denoix, N., Falala, S., Holden-Douilly, L., Camus, M., Martino, J., Ravary-Plumioen, B., Vergari, C., Desquilbet, L., Denoix, J.M., Chateau, H., Pourcerlot, P., 2013. Comparative kinetic analysis of the leading and trailing forelimbs of horses cantering on a turf and a synthetic surface. *Equine Veterinary Journal* 45, 54-61.

Crevier-Denoix, N., Pourcelot, P., Holden-Douilly, L., Camus, M., Falala, S., Ravary Plumioen, B., Vergari, C., Desquilbet, L. and Château, H., 2013. Discrimination of two equine racing surfaces based on forelimb dynamic and hoof kinematic variables at the canter. *The Veterinary Journal* 198, 124-129.

Crevier-Denoix, N., Camus, M., Falala, S., Ravary-Plumioen, B., Pauchard, M., Martino, J., Desquilbet, L., Chateau, H., Pourcelot, P., 2014. 3D measurement of the displacement of the forelimb hoof during stance in three horses circling at the canter on a competition surface, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17:sup1, 142-143.

Denoix, J.M., 1989. Etudes biomécaniques chez le cheval athlète : Méthodes et objectifs actuels. *Recueil de Médecine Vétérinaire* 165, 107-115.

Domont, M., 2004. Analyse cinématique du membre pelvien du cheval au cours du saut d'un obstacle de 1 mètre. Thèse d'exercice. Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort, France. 120 p.

Drevemo, S., Dalin, G., Fredricson, I. and Hjerth, G., 1980. Equine locomotion: 1. The analysis of linear and temporal stride characteristics of trotting Standardbreds. *Equine Veterinary Journal* 12, 60-65.

Heaps, L.A., Franklin, S.H., Colborne, G.R., 2011. Horizontal moment around the hoof centre of pressure during waling on right and left circles. *Equine Veterinary Journal* 43, 190-195.

Hobbs, S.J., Licka, T., Polman, R., 2011. The difference in kinematics of horses walking, trotting and cantering on a flat and banked 10 m circle. *Equine Veterinary Journal* 43, 686-694.

Hobbs, S.J., Clayton, H.M., 2013. Sagittal plane ground reaction forces, centre of pressure and centre of mass in trotting horses. *The Veterinary Journal* 198, 14-19.

Merkens, H.W., Schamhardt, H.C., van Osch, G.J.V.M., van den Bogert, A.J., 1993. Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horse at normal trot. *Equine Veterinary Journal* 25, 134-137.

Pfau, T., Witte, T.H., Wilson, A.M., 2006. Centre of mass movement and mechanical energy fluctuation during gallop locomotion in the Thoroughbred racehorse. *The Journal of Experimental Biology* 209, 3742-3757.

Ross, M.W., Dyson, S.J., 2011. *Diagnosis and management of lameness in the horse*. Second edition, St. Louis, MI : Saunders-Elsevier, p. 1- 2.

Starke, S.D., Willems, E., May, S.A., Pfau, T., 2012. Vertical head and trunk movement adaptations of sound horses trotting in a circle on a hard surface. *The Veterinary Journal* 193, 73-80.

Weishaupt, M.A., Wiestner, T., Hogg, H.P., Jordan P., Auer J.A., 2004. Vertical ground reaction force-time histories of sound Warmblood horses trotting on a treadmill. *The Veterinary Journal* 168, 304-311.

Wentink, G.H., 1978, Biokinetical analysis of the Movements of the Pelvic Limb of the Horse and the Rôle of the Muscles in the Walk and the Trot. *Anat. Embryol.* 152, 261-272.

ANALYSE DYNAMIQUE

DES MEMBRES POSTÉRIEURS DU CHEVAL

AU TROT ET AU GALOP SUR LE CERCLE

NOM et Prénom : FLORENTIN Sarah

RESUME :

Le travail sur le cercle fait partie de l'entraînement quotidien des chevaux de sport. Or les connaissances biomécaniques sont très incomplètes sur ce type d'exercice, en particulier pour ce qui a trait aux membres postérieurs. L'objectif de cette étude est de fournir de nouvelles données sur les forces qui s'appliquent sur les deux membres postérieurs chez un cheval au trot et au galop sur le cercle, grâce à l'utilisation d'un fer dynamométrique conçu par l'Unité INRA-ENVA de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval de l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort.

Après une première partie consacrée à des rappels sur la locomotion et la biomécanique du cheval au trot, au galop et sur le cercle, l'étude expérimentale qui nous a été confiée est présentée dans une deuxième partie. Trois chevaux de sport ont été équipés, sur leur postérieur droit, d'un fer dynamométrique composé de 4 capteurs de forces piézoélectriques triaxiaux, pré-contraints entre deux plaques d'aluminium usinées à la forme de fers. La vitesse du cheval a été contrôlée et mesurée grâce à un système GPS. La force de réaction du sol, mesurée sous le pied du cheval, a été analysée selon ses trois composantes, longitudinale, transversale et verticale, lors du déplacement du cheval sur un cercle de 5 mètres de rayon sur un sol souple, au trot et au galop, aux deux mains.

Les résultats montrent que les deux postérieurs d'un cheval au trot ou au galop sur un cercle ne sont pas soumis aux mêmes efforts. D'une façon générale, le postérieur placé à l'extérieur du cercle subit des forces maximales plus grandes que le postérieur intérieur, et les écarts entre les deux côtés sont encore plus marqués au galop qu'au trot. Ce dernier résultat s'explique principalement par l'accroissement au galop des forces maximales appliquées sur le postérieur extérieur. La répartition des efforts entre les deux postérieurs au galop sur le cercle est ainsi à l'inverse de ce qui est établi pour cette même allure en ligne droite.

Des recommandations en matière de réhabilitation des affections locomotrices du membre postérieur peuvent être déduites de ces résultats. Par exemple, lors de lésions des formations anatomiques impliquées dans l'amortissement de la mise en charge verticale du membre (ex. : desmite proximale du ligament suspenseur du boulet), il est recommandé d'éviter de faire travailler le cheval sur un cercle à main opposée à la lésion, en particulier au galop.

Mots-clés : BIOMECHANIQUE / MEMBRE POSTERIEUR / FORCE / CERCLE / GALOP / TROT / CHEVAL DE SPORT

JURY :

Président : Pr. CHOUAID

Directeur : Pr. Nathalie CREVIER-DENOIX

Assesseur : Pr. Jean Marie DENOIX

KINETIC ANALYSIS OF THE HIND LIMBS OF HORSES ON A CIRCLE AT TROT AND CANTER

NAME and Surname : FLORENTIN Sarah

SUMMARY :

Trotting or cantering on a circle is a daily exercise in training of sport horses. However, the biomechanical knowledge is very incomplete on this type of exercise, in particular concerning the hindlimbs. The objective of this study was to provide new data on the forces applied on the two hindlimbs of a horse trotting and cantering on a circle, using a dynamometric horseshoe, designed by the unit INRA-ENVA *Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval* of the *Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort*.

After a first part dedicated to reminders on the locomotion and biomechanics of the horse trotting, cantering and exercising on a circle, the experimental study entrusted is presented in a second part. Three sport horses were equipped on their right hind limb with a dynamometric horseshoe composed of 4 triaxial piezoelectric force sensors sandwiched between two aluminum plates. Speed of the horse was controlled and measured by a GPS measuring device. The three components (longitudinal, transversal and vertical) of the ground reaction force, measured under the horse's hoof, were analyzed while the horse was trotting and cantering on a 5 meter radius circle, on a soft surface, at both right and left hands.

Results revealed that the two hind limbs of a horse trotting or cantering on a circle are not submitted to the same efforts. Generally speaking, the outside hind limb undergoes maximal forces higher than the inside hind limb, and the differences between limbs are even larger at canter than at trot. This last result is mainly explained by the increased maximal forces applied on the outside hind limb at canter. The distribution of forces between the two hind limbs when cantering on a circle is therefore opposite to what it is established at the same gait on straight line.

From these results, recommendations can be provided for rehabilitation of locomotor conditions of the hind limbs. For example, in case of injuries of the anatomical structures involved in the load-absorption phase of stance of the hind limb (e.g.: proximal suspensory desmitis), recommendation should be made to avoid exercising the horse on a circle at the hand opposite to that of the injured hind limb, particularly at canter.

Key words : BIOMECHANICS / HIND LIMBS / FORCE / CIRCLE / CANTER / TROT / SPORT HORSE

JURY :

President : Pr. CHOUAID

Director : Pr. Nathalie CREVIER-DENOIX

Assessor : Pr. Jean Marie DENOIX