

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2023 - Thèse n° 090

**ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE DES AVANTAGES ET
INCONVENIENTS DES PIEDS NUS CHEZ LES
CHEVAUX DE SAUT D'OBSTACLE ET DE DRESSAGE**

THESE

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

Et soutenue publiquement le 27 octobre 2023
Pour obtenir le titre de Docteur Vétérinaire

Par

TUGLER Joanna

CAMPUS VÉTÉRINAIRE DE LYON

Année 2023 - Thèse n° 090

**ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE DES AVANTAGES ET
INCONVENIENTS DES PIEDS NUS CHEZ LES
CHEVAUX DE SAUT D'OBSTACLE ET DE DRESSAGE**

THESE

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

Et soutenue publiquement le 27 octobre 2023
Pour obtenir le titre de Docteur Vétérinaire

Par

TUGLER Joanna

Liste des enseignants du Campus Vétérinaire de Lyon (20-03-2023)

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

Pr	POUZOT-NEVORET	Céline	Professeur
Pr	PROUILLAC	Caroline	Professeur
Pr	REMY	Denise	Professeur
Dr	RENE MARTELLET	Magalie	Maître de conférences
Pr	ROGER	Thierry	Professeur
Dr	SAWAYA	Serge	Maître de conférences
Pr	SCHRAMME	Michael	Professeur
Pr	SERGENTET	Delphine	Professeur
Dr	TORTEREAU	Antonin	Maître de conférences
Dr	VICTONI	Tatiana	Maître de conférences
Dr	VIRIEUX-WATRELOT	Dorothee	Chargé d'enseignement contractuel
Pr	ZENNER	Lionel	Professeur

Remerciements au jury

A Mr le professeur Didier PIN

De VetAgro-Sup, Campus vétérinaire de Lyon
Qui m'a fait l'honneur d'accepter la présidence de mon jury de thèse,
Mes hommages respectueux.

A Mme la docteure Monika GANGL

De VetAgro -Sup, Campus vétérinaire de Lyon
Pour m'avoir encadrée dans la rédaction de ce travail,
Mes sincères remerciements

A Mr le professeur Jean-Luc CADORE

De VetAgro-Sup, Campus vétérinaire de Lyon
Pour votre disponibilité et votre précieuse aide,
Mes sincères remerciements

A Mr le Professeur Mickael SCHRAMME

De VetAgro -Sup, Campus vétérinaire de Lyon
Pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse,
Mes sincères remerciements.

Table des matières

<u>Table des matières</u>	7
<u>Liste des figures</u>	11
<u>Liste des tableaux</u>	13
<u>Liste des abréviations</u>	15
<u>INTRODUCTION</u>	17
<u>1^{ERE} PARTIE : ANATOMIE ET BIOMECHANIQUE DE L'EXTREMITÉ DIGITÉE DU CHEVAL</u>	19
<u>I/ Anatomie</u>	19
1. Structures osseuses et articulations du doigt.....	19
1.1. <i>Les os de l'extrémité digitée</i>	19
1.2. <i>Les articulations et moyens d'unions</i>	21
a. L'articulation métacarpo-phalangienne.....	21
b. L'articulation interphalangienne proximale.....	22
c. L'articulation interphalangienne distale	22
2. Structures mobilisatrices du doigt.....	23
2.1. <i>Structures permettant l'extension</i>	23
2.2. <i>Structures permettant la flexion</i>	23
3. Structures du sabot et de la boîte cornée	25
3.1. <i>La boîte cornée</i>	25
a. La face pariétale	26
b. La sole	26
c. La fourchette	26
3.2. <i>La membrane kératogène</i>	27
a. Le bourrelet.....	27
b. Le podophylle.....	28
c. Le tissu velouté.....	28
3.3. <i>Les structures d'amortissement complémentaires</i>	29
a. Le coussinet digital.....	29
b. Les cartilages ungulaires	29
3.4. <i>Vascularisation de l'extrémité digitée</i>	30
<u>II/ Fonctionnement biomécanique de l'extrémité digitée du cheval</u>	32
1. Etude des différentes allures du cheval.....	32
1.1. <i>Les différentes phases de la foulée</i>	32
1.2. <i>Les allures naturelles et artificielles du cheval</i>	33
a. Description des allures naturelles du cheval	33

b. Utilisation et amélioration des allures pour le dressage	35
c. Description des étapes d'un saut	36
1.3. <i>Méthodes d'analyses des allures du cheval</i>	37
a. La cinématique.....	37
b. La cinétique.....	37
2. Fonctionnement de l'extrémité digitée et contraintes au cours de la foulée	40
2.1 <i>Détermination des forces et des contraintes au cours de la foulée.</i>	41
2.1. <i>Fonctionnement et contraintes du pied</i>	43
2.2. <i>Fonctionnement et contraintes des tendons</i>	45
2.3. <i>Contraintes des os et des articulations</i>	48

2EME PARTIE : CONTRAINTES LIEES AU MODE DE VIE ET A L'UTILISATION DU CHEVAL DE SPORT SUR LESQUELLES LE PORT DE FERS PEUT AVOIR UNE INFLUENCE 49

I/ Environnement dans lequel de cheval de sport évolue..... 49

1/ Mode d'hébergement du cheval de sport	49
1.1 <i>Etat des lieux des principaux environnements de repos du cheval de sport</i>	49
a. Mode de vie principal du cheval de sport	49
b. Motivations des propriétaires	50
1.2. <i>Inconvénients d'un mode d'hébergement individuel</i>	51
a. Conséquences sur son bien-être.....	51
b. Conséquences de la vie au box sur ses capacité d'athlète	52
1.3. <i>Evaluation du risque de blessure au repos</i>	53
a. Statistiques sur les principales causes de blessure des chevaux au repos	53
b. Moyen de diminuer la fréquence et la gravité de ces blessures	54
2. L'environnement du cheval de sport au travail.....	55
2.1 <i>Les différentes séances d'entraînement</i>	55
2.2 <i>Caractéristiques des pistes sur lesquelles s'entraînent les chevaux de sport</i>	56
a. Nature des pistes d'entraînement.....	56
b. Principales propriétés de ces pistes	56
2.3 <i>Conséquences sur les contraintes biomécaniques</i>	57

II/ Nature des mouvements des chevaux de CSO et de dressages et contraintes sur l'appareil locomoteur associées..... 60

1. Mouvements particuliers demandés aux chevaux de sport	60
1.1 <i>Mouvements spécifiques au dressage et facteurs de performance</i>	60
1.2 <i>Facteurs de performance des chevaux de saut</i>	61
2. Contraintes spécifiques sur l'extrémité distale de l'appareil locomoteur et affections associées	62
1.1 <i>Atteintes de l'extrémité digitée plus fréquemment rencontrées chez les chevaux de sport de haut niveau.</i>	62
1.1 <i>Contraintes et affections liées à un travail de haut intensité</i>	64

1.3 Contraintes et affection spécifiques du cheval de CSO.....	66
.....	66
1.4 Contraintes et affections spécifiques du cheval de dressage	67

3EME PARTIE : CONSEQUENCES DU TRAVAIL PIEDS NUS SUR

L'APPAREIL LOCOMOTEUR 69

I/ Modification de la biomécanique de l'extrémité digitée 69

1. Modifications des contraintes sur les structures anatomiques de l'extrémité digité	69
1.1 Déformations du pied nu par rapport au pied ferré.....	69
1.2. Atténuation du choc de l'impact par un pied nu par rapport à un pied ferré.....	71
a. Accélération horizontales et verticales et force de freinage horizontale.....	71
b. Atténuation des vibrations.....	71
1.3. Conséquences sur les forces appliquées aux structures lors de la phase d'appui.....	72
a. Conséquence sur les forces de réaction du sol	72
b. Répercussions sur la charge des tendons	73
c. Importance de la notion d'amortissement dans la prévention des blessures	74
2) Modification de l'allures apportées par le ferrage	75
2.1 Modifications de la vitesse de l'allure	75
2.2 Modifications du mouvement des membres lors de la foulée.....	76

II/ Limites du travail pieds nus chez le cheval de sport..... 79

1. Conséquences du travail pied nus sur les affections de la boîte cornée	79
1.1 L'usure de la boîte cornée chez un cheval au rythme de travail soutenu	79
a. Etude de l'usure de la boîte cornée chez les trotteurs.....	79
b. Limites de l'interprétation de cette étude chez un cheval de sport.....	80
1.2 Lésions pouvant être associées au déferrage	81
a. Lésions de la boîte cornée	81
b. Lésions ostéoarticulaires et tendineuses	81
1.3 Conséquence du déferrage sur le confort des chevaux	82
2. Les modifications de l'adhérence au sol.....	83
3. Les alternatives à la ferrure classique	84
3.1 Les fers en matières plus déformables	84
a. Fers plastiques fixés avec des clous.....	85
b. Fers collés	86
3.2 Fers permettant le mouvement du talons	87
3.3 Les hipposandales	88

CONCLUSION 91

BIBLIOGRAPHIE.....93

Liste des figures

Figure 1 : Os de l'extrémité digitée. D'après DAVIES, 2007	19
Figure 2 : P3 et os naviculaire. D'après BARONE, 2010	20
Figure 3 : Schéma de l'appareil suspenseur. D'après BARONE, 2010.....	22
Figure 4 : Terminaison des tendons fléchisseurs du doigt. D'après Barone, 1980	24
Figure 5 : Anatomie de la boîte cornée pied levé. D'après BARONE 2010	25
Figure 6 : La membrane kératogène : bourrelet et podophylle. D'après BARONE, 2010	27
Figure 7 : Illustration du lien kéraphylle-podophylle. D'après POLLITT, 2010.....	28
Figure 8 : Les structures d'amortissement complémentaires. D'après Davies, 2007.....	29
Figure 9 : Artères du pied. POLLITT, 2010	30
Figure 10 : Les phases de l'appui. THOMASON, PETERSON, 2008	33
Figure 11 Représentation de l'ordre de posé des pieds au pas et au galop. CLAYTON, 2016.	34
Figure 12 Attitude d'un cheval de dressage au passage/piaffé. D'après CLAYTON, 2014	35
Figure 13 : Décomposition du mouvement du saut. D'après CLAYTON, 2013	36
Figure 14 : Force de réaction du sol et ses différentes composantes. CLAYTON, 2016	38
Figure 15 : Schématisation du phénomène de bras de levier.....	39
Figure 16 : FRS et accélération au cours de la foulée : 1 ^{er} impact. THOMASON, PETERSON, 2008.....	41
Figure 17 : FRS et accélération au cours de la foulée : 2eme impact. THOMASON, PETERSON, 2008.....	42
Figure 18 : FRS et accélération au cours de la foulée : support. THOMASON, PETERSON, 2008	42
Figure 19 : Contraintes et mouvements relatifs de P3. D'après BACK, PILLE 2013	43
Figure 20 Déformation de la paroi pendant l'appui. BACK, PILLE, 2013	44
Figure 21 : Tension des différents tendons au trot. BACK, PILLE 2013	46
Figure 22 : lien entre stress et déformation des tendons. BACK, PILLE 2013	47
Figure 23 : forces maximales de freinage et instant de survenue au cours de la phase d'appui sur différents sols. CREVIER-DENOIX 2009.....	59
Figure 24 : Compression des membres antérieurs et postérieur au cours du trot, passage et piaffé. CLAYTON, 2014	61
Figure 25 : Proportion de blessure par site anatomique chez les chevaux de saut. MURRAY 2006.....	63

Figure 26 : Proportion de blessure par site anatomique chez les chevaux de dressage. MURRAY, 2006	63
Figure 27 : Forces de réaction du sol verticale au pas et au trot CLAYTON, SCHAMHARDT 2013.....	65
Figure 28 : Contraintes sur les rayons métacarpo-phalangiens à la réception. DENOIX, 2014	66
Figure 29 FRS verticale lors des allures rassemblées. CLAYTON, 2014	67
Figure 30 : expansion des talons, pied ferré et pied nu. D'après BRUNSTIN, 2019.....	70
Figure 31 : FRS verticale, pied ferré et pied nu. PANAGIOTOPOULOU, 2016.....	72
Figure 32 : Angle du carpe, pied ferré et pied nu. D'après WILLEMEN, 1997	77
Figure 33 : fer en polyuréthane. D'après BACK, 2006.....	84
Figure 34 : méthode de collage avec des clips latéraux. TAKAHASHI, 2022	87
Figure 36 : modèles d'hipposandales. HANLEY, 2003.....	89

Liste des tableaux

Tableau 1 : Durée de la foulée et importance de la phase d'appui des postérieurs. HOLMSTROM, 1995.....	68
---	----

Liste des abréviations

OSP : os sésamoïdes proximaux

P1 : première phalange

P2 : deuxième phalange

P3 : troisième phalange

LS : ligament suspenseur (ou muscle interosseux III)

AIP : articulation interphalangienne proximale

AID : articulation interphalangienne distale

TFSD : tendon fléchisseur superficiel du doigt

TFPD : tendon fléchisseur profond du doigt

CSO : concours de saut d'obstacle

FRS : force de réaction du sol

PU : polyuréthane

Introduction

L'utilisation de moyens de protection pour les sabots des chevaux n'est pas une pratique moderne. Dès l'époque romaine, des hipposandales sont fixées aux pieds des chevaux pour les protéger de l'usure excessive. Les fers cloués au sabot sont créés il y a 2000 ans par les Celtes. L'objectif de la ferrure est alors d'apporter une protection au sabot du cheval qui se déplace sur des longues distances, ainsi qu'un ancrage plus important au sol. Plus récemment, la ferrure a aussi commencé à avoir comme objectif d'améliorer les allures des chevaux, notamment dans certaines disciplines telles que la monte islandaise, en leur donnant des allures plus expressives.

Depuis les années 1980, certains professionnels, maréchaux, vétérinaires ou autre, s'interrogent sur le bien-fondé de l'utilisation systématique de la ferrure, notamment grâce à l'étude des pieds des chevaux sauvages. Il en résulte plusieurs courants et méthodes d'entretien des pieds nus, qui sont aujourd'hui largement documentés et enseignés. Ces auteurs prônent un fonctionnement plus naturel du pied qui n'est pas entravé par un fer lors de la locomotion, l'objectif de nombreux cavaliers étant le bien-être de leur cheval.

Dans le monde des courses, le déferrage des chevaux en course est une pratique qui s'est répandue depuis une vingtaine d'année, et qui est de plus en plus fréquemment pratiquée. Elle est cependant loin du monde des fonctionnements totalement pieds nus décrit précédemment, puisque les chevaux sont déferrés uniquement pour les courses. Cette pratique permet d'améliorer les performances en course des chevaux, et est suivie de près par les parieurs. Cette pratique est réglementée, afin de préserver l'intégrité physique des chevaux.

Ce n'est que plus récemment que cette pratique s'est répandue chez les chevaux de sport de haut niveau, en saut d'obstacle notamment. Les jeux olympiques de Tokyo de 2020 ont été remportés par l'équipe suédoise, qui comptait deux chevaux pieds nus. En France, le cavalier Julien Epailard est connu pour concourir avec des chevaux pieds nus. La pratique du pied nu se popularise, et les opinions divergent quant à l'intérêt qu'elle présente pour le bien-être du cheval de sport.

L'objectif de ce travail est d'évaluer dans quelles mesures le travail pied nu peut être bénéfique pour les performances et la prévention d'affections de l'appareil ostéoarticulaire et tendineux chez un cheval de saut d'obstacle et de dressage sain. Pour cela, il est nécessaire de comprendre les contraintes s'appliquant sur l'appareil locomoteur du cheval au cours de son exercice, liées à la nature des sols sur lesquels il travaille et au type d'exercice qui lui sont

demandés. L'introduction de notions de cinétique et cinématique permettent d'objectiver la mesure de certains de ces paramètres. Les rôles de protection et d'ancrage au sol du fer seront aussi discutés, permettant de constater les limites de la pratique du pied nu dans le sport de haut niveau, et d'évoquer des alternatives à la ferrure classique.

1^{ère} partie : anatomie et biomécanique de l'extrémité digitée du cheval

I/ Anatomie

La structure du pied du cheval domestique a évolué par rapport à celle de ses ancêtres, passant d'un appui sur plusieurs doigts à un appui sur un doigt unique, le doigt III, lui conférant une agilité et une vitesse remarquables. Le cheval est en appui sur la pointe de ce doigt, la structure osseuse et les tissus mous étant protégés par une capsule de structure équivalente à l'ongle (Gerard 2021; Pollitt 2008).

1. Structures osseuses et articulations du doigt

1.1. Les os de l'extrémité digitée

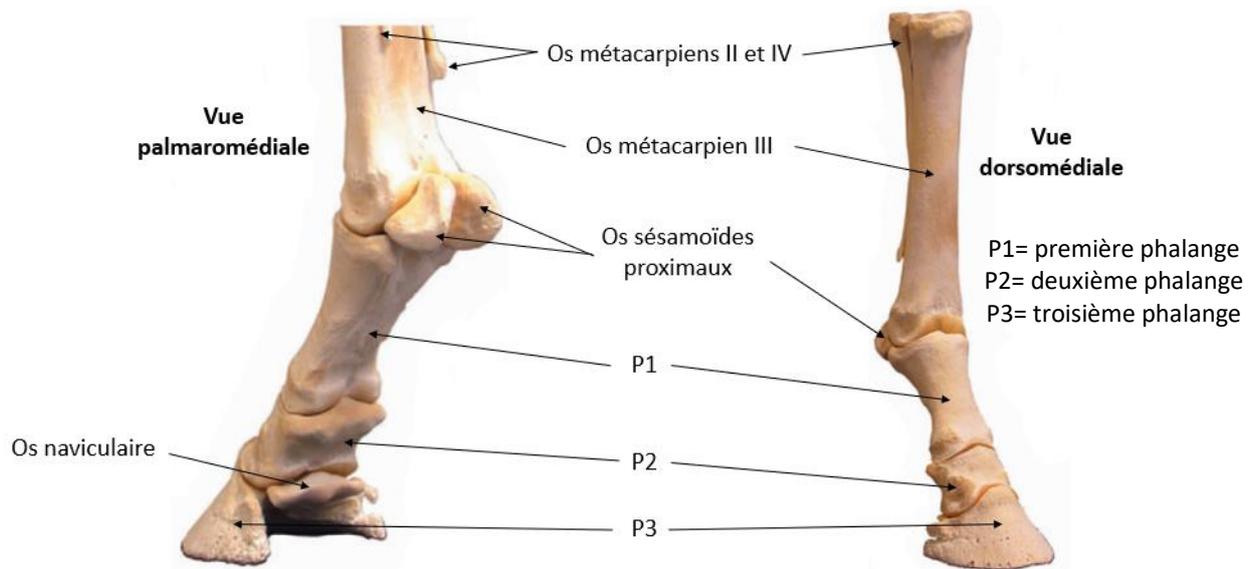


Figure 1 : Os de l'extrémité digitée. D'après DAVIES, 2007

Le doigt au sens strict inclut la première phalange, la deuxième phalange, la troisième phalange et l'os sésamoïdien distal (figure 1). Les os sésamoïdiens proximaux sont aussi pris en compte car ils ont une importance dans les attaches des tissus mous (Davies 2007a). On retrouve trois os métacarpiens chez le cheval, le principal étant l'os métacarpien III qui constitue l'os du canon et s'articule avec la phalange proximale. Les os métacarpiens II et IV sont plus courts, environ un tiers de l'os métacarpien III. Les os métacarpiens I et V ont disparu chez le cheval. (Budras et al. 2012)

Les os sésamoïdes proximaux (OSP) se trouvent sur la face palmaire du boulet et s'articulent avec l'os métacarpien III. Ils sont le site d'insertion de plusieurs ligaments dont le ligament suspenseur du boulet sur leurs faces abaxiales (Davies 2007a).

La première phalange (P1) est la plus longue des trois phalanges. De forme cylindrique, elle s'articule proximement avec l'os métacarpien III et distalement avec la deuxième phalange P2.

La deuxième phalange (P2) est plus courte et d'une forme plus cuboïde que P1. Elle présente en région proximale sur sa face palmaire une tubérosité correspondant à la zone d'insertion du tendon fléchisseur superficiel du doigt. Elle s'articule avec l'os sésamoïdien distal, aussi appelé os naviculaire, et la troisième phalange. (Davies 2007a)

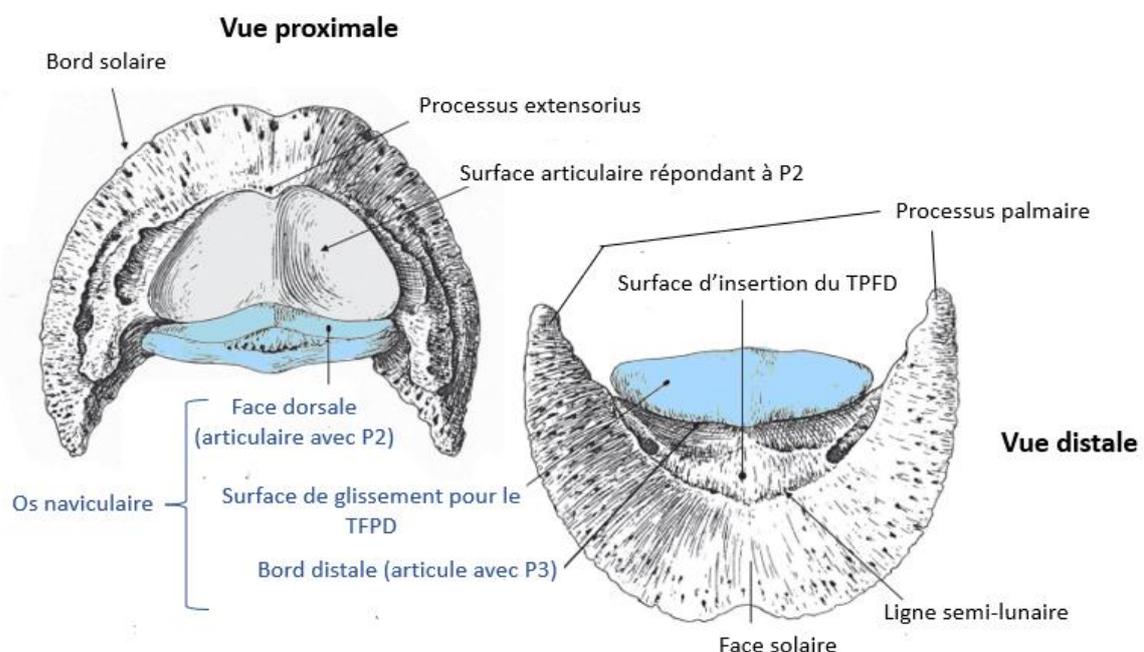


Figure 2 : P3 et os naviculaire. D'après BARONE, 2010

La troisième phalange (P3) est constituée d'un os spongieux et présente des foramens vasculaires et un sillon pariétal dans lesquels passent des vaisseaux sanguins, témoins de la forte vascularisation du pied (figure 2). Elle présente trois surfaces. La surface articulaire répond principalement à P2, avec palmairement une portion en contact avec la surface articulaire de l'os naviculaire. La surface pariétale est la surface dorsale. Elle présente sur sa partie proximale le processus extensorius, zone d'insertion du tendon extenseur du doigt. La surface solaire est la partie de P3 qui est en regard de la sole. Palmairement et proximatement à cette région, on retrouve la surface d'insertion du tendon fléchisseur profond. Ces deux surfaces sont séparées par la ligne semi-lunaire. Les cartilages unguulaires prennent leurs origines sur les bords médial et latéral de P3 appelés processus palmaires. (Gerard 2021; Davies 2007a)

L'os naviculaire est le plus petit os du pied. Il se situe palmairement à P3, avec laquelle il s'articule grâce à une étroite surface articulaire. Il s'articule aussi sur sa face dorsale avec P2. Sa face palmaire est en regard du tendon fléchisseur profond, qui glisse sur l'os grâce à la bourse podotrochléaire. (Gerard 2021)

1.2. Les articulations et moyens d'unions

a. L'articulation métacarpo-phalangienne

L'articulation métacarpo-phalangienne correspond à l'articulation du boulet. Elle est formée par l'extrémité distale de l'os métacarpien III qui répond distalement à l'extrémité proximale de P1 et palmairement aux OSP. Sa stabilisation latérale est permise par les ligaments collatéraux latéral et médial, joignant les bords de l'os métacarpien III à P1. (Budras et al. 2012)

L'appareil suspenseur permet de limiter l'hyperextension de l'articulation (figure 3). Il est constitué du muscle interosseux III, aussi appelé ligament suspenseur du boulet (LS), dont l'attache proximale est située sur le carpe et la partie proximale de l'os métacarpien III. Il s'insère ensuite sur les OSP en se séparant en deux branches et présente deux brides (médiale et latérale) qui vont poursuivre leur trajet obliquement le long de P1 avant de rejoindre dorsalement le tendon extenseur digital. (Davies 2007a). Les ligaments sésamoïdiens constituent aussi l'appareil suspenseur. On trouve le ligament inter-sésamoïdien, relie entre eux les deux OSP. Les ligaments sésamoïdiens collatéraux relient les OSP à P1. Les ligaments

sésamoïdiens distaux (obliques, courts, croisés et droit) relient les OSP à P1 pour les trois premiers et à P2 pour le ligament sésamoïdien distal droit. (Budras et al. 2012)

Les tendons fléchisseurs profond et superficiel assistent l'appareil suspenseur dans le maintien de l'articulation en apportant un soutien supplémentaire. (Budras et al. 2012)

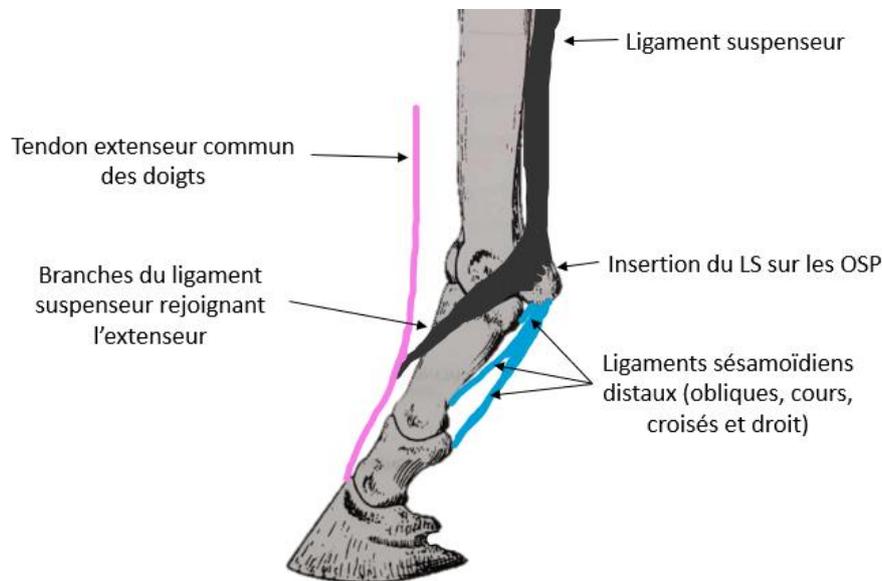


Figure 3 : Schéma de l'appareil suspenseur. D'après BARONE, 2010

b. L'articulation interphalangienne proximale

L'articulation interphalangienne proximale (AIP) est l'articulation de la couronne. Elle est maintenue par deux ligaments collatéraux (un latéral et un médial) qui limitent les mouvements latéraux, et de rotation de l'articulation. Elle est renforcée par les ligaments axiaux et abaxiaux palmaires. (Davies 2007a)

c. L'articulation interphalangienne distale

L'articulation interphalangienne distale (AID) correspond à l'articulation du pied. Elle met en relation P2, P3 et l'os naviculaire. Elle est localisée entièrement dans le sabot (Davies 2007a). Cette articulation est stabilisée par de nombreux ligaments. Les ligaments collatéraux latéral et médial de l'AID s'étendent de P2 à P3. L'os naviculaire est relié à P1 par les ligaments sésamoïdiens collatéraux (latéral et médial), considérés comme les ligaments suspenseurs de l'os naviculaire. Le ligament sésamoïdien distal impair unit le bord distal du naviculaire à la face solaire de P3. (Gerard 2021)

Les cartilages unguulaires sont parfois décrits comme appartenant à l'AID, mais correspondent plutôt à l'appareil d'amortissement du pied. (Barone 2010a)

2. Structures mobilisatrices du doigt

2.1. Structures permettant l'extension

Le muscle à l'origine du tendon extenseur digital commun prend son origine sur l'humérus, le radius et l'ulna pour le membre antérieur et sur le fémur pour le membre postérieur. Le tendon se forme proximement au carpe et au tarse pour se poursuivre le long de la face dorsale du métacarpe et métatarse. Au niveau de la partie distale de P1, le tendon s'épaissit car il est rejoint par les branches du ligaments suspenseur. (Boswell, Schramme 2011). Le tendon s'insère principalement sur le processus extensorius de P3 (Davies 2007a).

Le tendon du muscle extenseur digital latéral émerge proximement au carpe ou tarse et se poursuit latéralement à l'extenseur digital commun avant de s'insérer sur la face dorsale de la partie proximale de P1. (Boswell, Schramme 2011)

2.2. Structures permettant la flexion

Le tendon fléchisseur superficiel du doigt (TFSD) est le fléchisseur le plus proche de la peau, aussi appelé tendon perforé. Il se termine sur la surface palmaire de P2 (figure 4). Il a, en plus du ligament suspenseur, un rôle majeur dans le soutien de l'articulation du boulet (McCarrel 2015).

Le muscle fléchisseur profond est constitué de trois chefs sur le membre antérieur, et le tendon qui en émerge passe dans le canal carpien et se poursuit palmairement à l'os métacarpien avant de longer l'os naviculaire et de s'insérer sur la face solaire de P3. On trouve le ligament accessoire du tendon fléchisseur profond, aussi appelé bride carpienne, qui fusionne avec le tendon à hauteur de du tiers moyen de la région métacarpienne. (Dyson 2011; Barone 1980); Le tendon fléchisseur profond du doigt (TFPD) est aussi appelé tendon perforant. Au niveau des postérieurs, il est formé de deux tendons à l'origine distincts puis qui fusionnent en région métatarsienne proximale pour donner un unique tendon qui se situe ensuite de façon similaire à celui d'un antérieur. Le ligament accessoire est généralement plus petit que sur un antérieur. (Dyson 2011).

La manica flexoria est une extension du tendon fléchisseur superficiel qui entoure le fléchisseur profond à hauteur de la face palmaire de l'articulation métacarpo-phalangienne (McCarrel 2015).

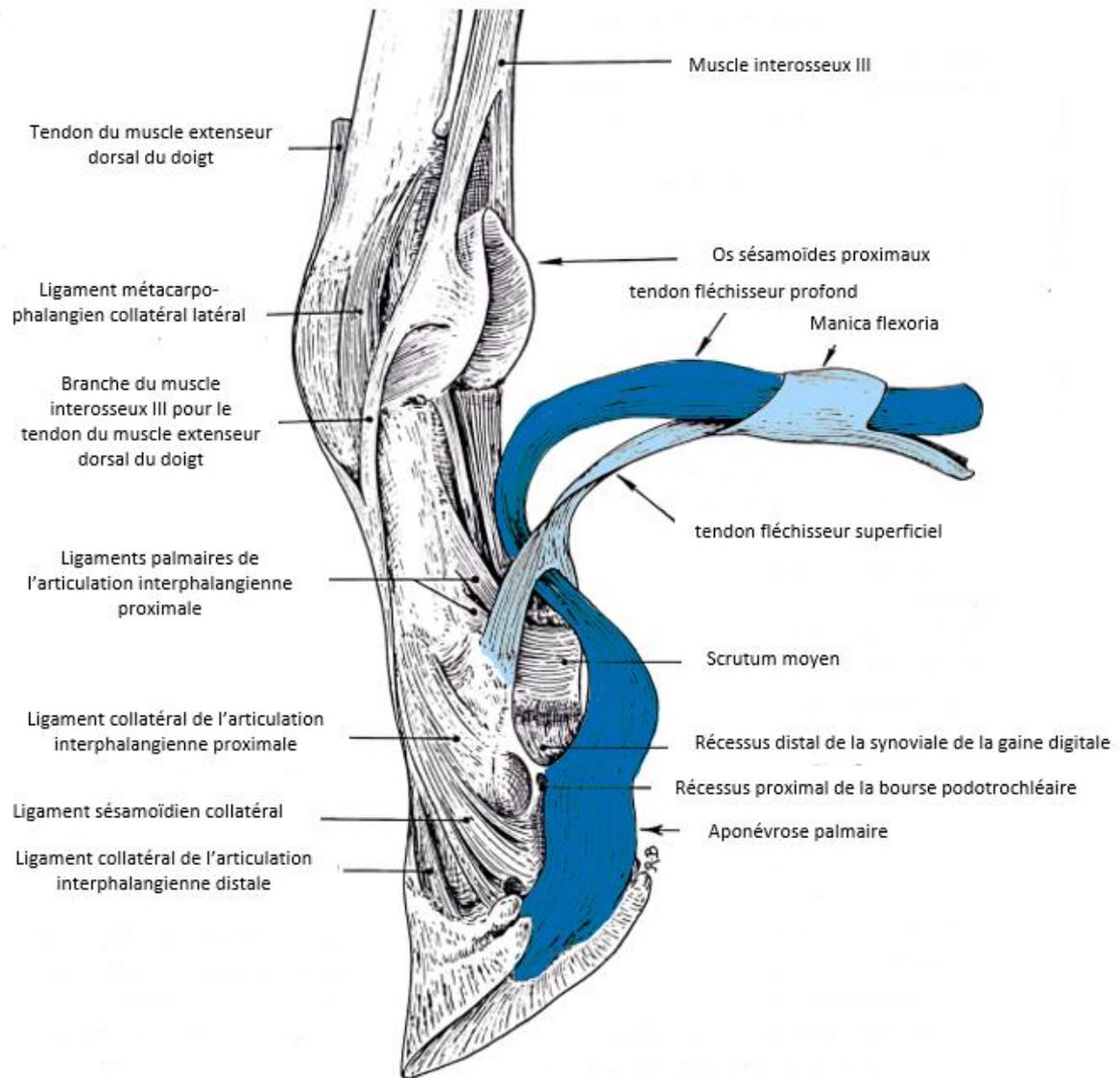


Figure 4 : Terminaison des tendons fléchisseurs du doigt. D'après Barone, 1980

3. Structures du sabot et de la boîte cornée

3.1. La boîte cornée

La boîte cornée est la structure la plus externe du pied, analogue de l'épiderme. Elle est constituée de plusieurs parties se distinguant par leur morphologie et leurs fonctions (figure 5).

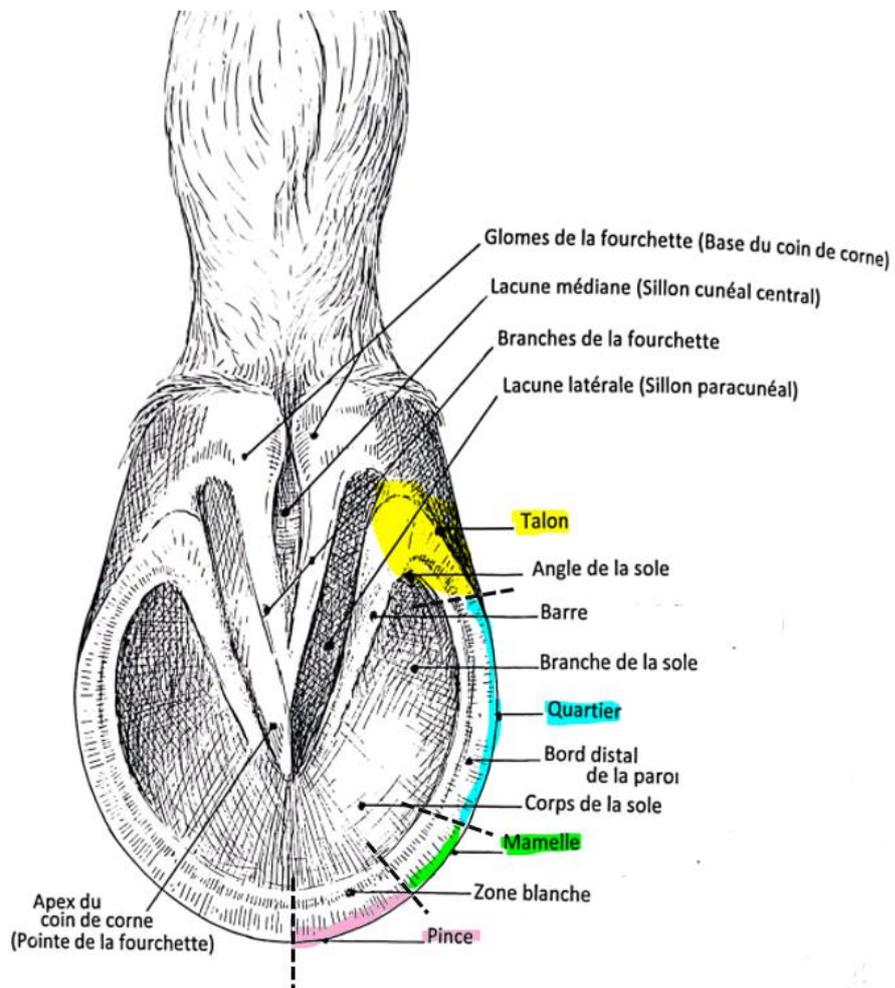


Figure 5 : Anatomie de la boîte cornée pied levé. D'après BARONE 2010

a. La face pariétale

C'est la face qu'il est possible d'observer pied à l'appui, elle est principalement constituée de la paroi et c'est par elle que se fait l'appui au sol. Pied levé, du plus dorsal au plus palmaire, on lui distingue plusieurs régions : la pince, les mamelles, les quartiers et les talons (Barone 2010b). Sa partie proximale est couverte du périople, une mince couche épidermique formant une bande raccordée à la fourchette. La corne de la paroi est dure et ne contient que 25% d'eau. Elle est constituée de trois couches, chacune produite par une partie distincte de la membrane kératogène (Chateau et al. 2007). Sa vitesse de croissance varie entre 8 à 10mm/mois (Back, Pille 2013)

La couche la plus superficielle est fine et souple. Elle est constituée par le périople et la corne transportée distalement par la pousse.

La couche moyenne est formée de nombreux tubules parallèles, et c'est cette disposition en tubule qui en fait la couche la plus épaisse et résistante de la paroi (Chateau et al. 2007). La couche la plus profonde est le kéraphylle. Elle est formée de lamelles épidermales se ramifiant en lamelles secondaires qui s'engrènent dans les lamelles du derme, ce qui forme une connexion entre la boîte cornée et le derme. Cette couche est produite par le podophylle (Back, Pille 2013).

b. La sole

La sole est contenue dans la paroi à laquelle est unie par la ligne blanche. Cette ligne blanche correspond à la corne du kéraphylle, qui apparaît comme une fine bande claire sur un sabot fraîchement paré car elle n'est jamais pigmentée. La corne de la sole est plus souple que celle de la paroi, car son hydratation est plus importante bien qu'elle ait la même structure que la couche moyenne. Elle n'est pas plate, mais concave lorsqu'on la regarde de l'extérieur (Chateau et al. 2007)

c. La fourchette

La fourchette est la partie plus souple de la face du pied vers le sol. Elle est formée d'un corps qui se divise palmairement en deux branches qui se poursuivent par les talons. Les deux branches sont séparées par une lacune médiale. Les bords de la fourchette et les barres de la

sole délimitent de chaque côté un sillon paracuénel. Elle constitue le revêtement du coussinet digital. (Budras et al. 2012)

3.2. La membrane kératogène

Sous la boîte cornée se trouve la membrane kératogène, analogue du derme et de la couche génératrice basale de l'épiderme. Elle est constituée de plusieurs parties qui ont chacun un rôle différent dans la synthèse des couches de l'épiderme (figure 6).

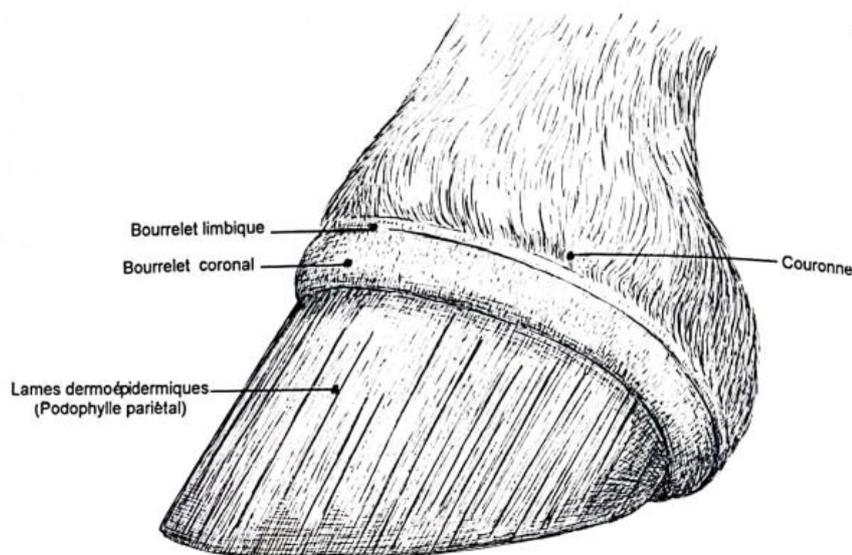


Figure 6 : La membrane kératogène : bourrelet et podophylle.
D'après BARONE, 2010

a. Le bourrelet

La bourrelet produit la corne de la paroi, ce qui correspond donc aux couches superficielle et moyenne précédemment décrites. Le bourrelet limbique produit la couche externe. Le bourrelet coronal se situe en dessous et produit la couche moyenne de la paroi. Il est nettement plus volumineux que le bourrelet limbique.

b. Le podophylle

Comme décrit précédemment, le podophylle est la structure du derme qui est à l'origine du kéraphylle. Il est très solidement uni à P3 et aux cartilages unguinaires. Il est lui aussi formé de lamelles dermales et de lamelles secondaires qui permettent un engrènement solide avec le kéraphylle du fait de l'importante surface de contact (figure 7). C'est cet engrènement qui permet la fixation de la boîte cornée à P3. (Pollitt 2004)

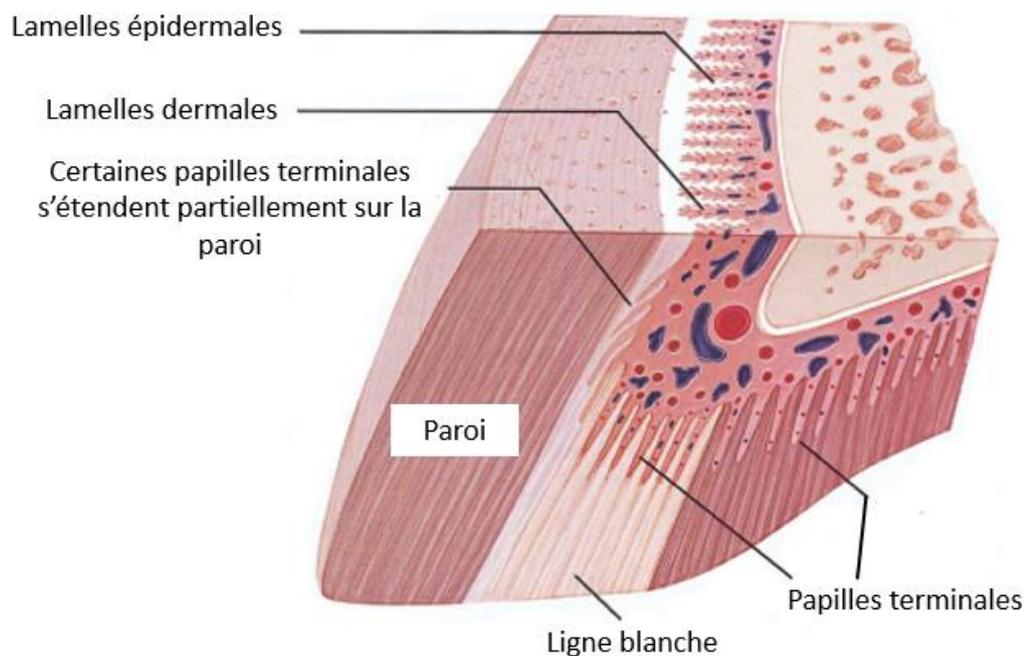


Figure 7 : Illustration du lien kéraphylle-podophylle. D'après POLLITT, 2010

c. Le tissu velouté

Le tissu velouté constitue la partie de la membrane kératogène à l'origine de la sole et de la fourchette. Il est de même structure que le bourrelet. Il est riche en terminaisons nerveuses et assure donc une part des fonctions tactiles du pied.

3.3. Les structures d'amortissement complémentaires

Ces structures ont non seulement un rôle dans l'amortissement, qui sera développé plus tard, mais aussi dans leur retour veineux par leur compression au cours de la locomotion (figure 8) (Back, Pille 2013).

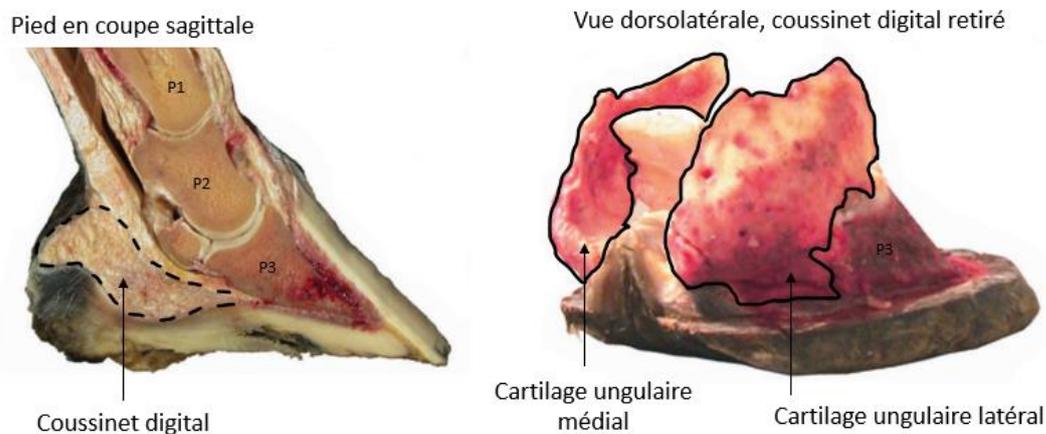


Figure 8 : Les structures d'amortissement complémentaires. D'après Davies, 2007

a. Le coussinet digital

Le coussinet digital occupe l'espace entre le tendon fléchisseur profond, la fourchette et les cartilages unguulaires. Il se moule sur la fourchette et est constitué d'un réseau de travées fibreuses délimitant des logettes dans lesquelles se trouvent des fibres élastiques (Chateau et al. 2007). Il a un rôle, en association avec les cartilages unguulaires, dans l'absorption de l'énergie au cours du mouvement et dans le retour veineux du pied. (Gerard 2021)

b. Les cartilages unguulaires

Les cartilages unguulaires sont considérés comme des extensions de P3. Ils prennent leurs attaches sur les processus palmaires médial et latéral de P3. Un important réseau vasculaire les traverse, d'où leur importance dans la vascularisation et particulièrement le

retour veineux. Plusieurs ligaments impairs ou non les relient aux autres structures osseuses du pied, ou entre eux. (Gerard 2021)

3.4. Vascularisation de l'extrémité digitée

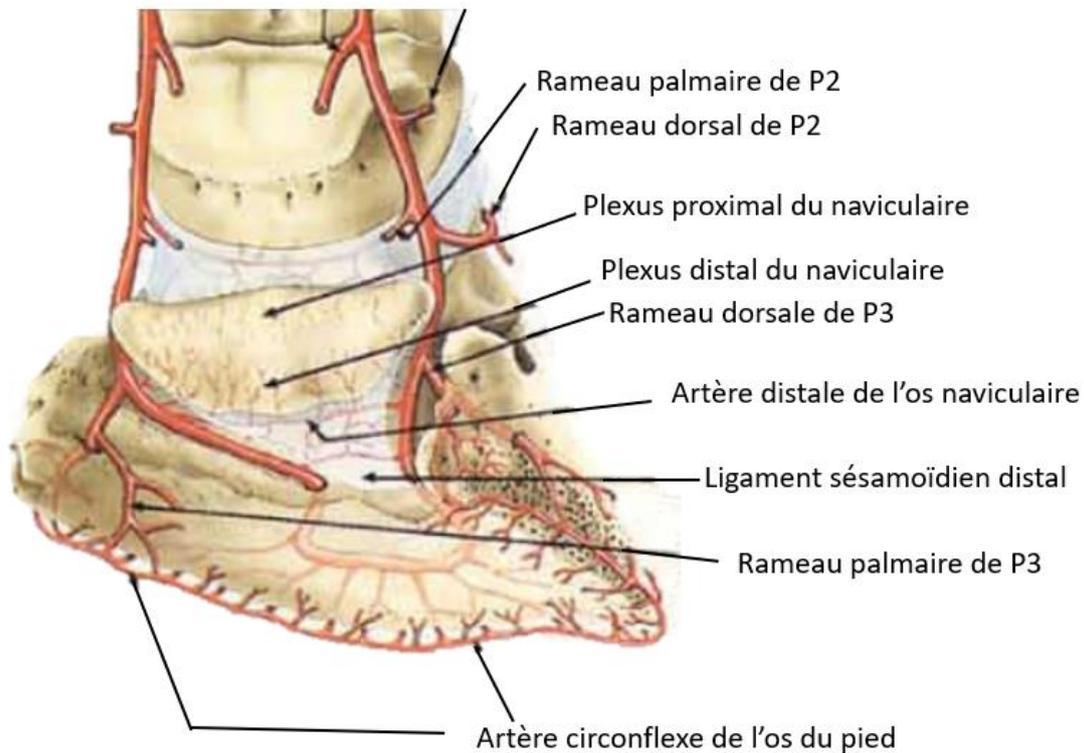


Figure 9 : Artères du pied. POLLITT, 2010

Le réseau artériel et veineux du pied du cheval est très dense et développé (figure 9). L'apport en sang au pied du cheval se fait par les artères palmaires digitales latérale et médiale, qui s'étendent distalement avant de suivre la face profonde du cartilage unguulaire. Les artères traversent alors le foramen solaire puis s'anastomosent avec leur symétrique pour former l'arcade terminale. De cette arcade part tout un réseau de petites artères qui vont perforer les surfaces solaire et pariétale de P3 avant de s'anastomoser en une demi-couronne artérielle suivant le bord solaire de P3. Certaines branches de ce plexus vont s'anastomoser proximale avec les branches de l'artère circonflexe coronaire. (Back, Pille 2013; Chateau et al. 2007)

Les veines forment sur le même principe un plexus dont le drainage est facilité par le mouvement du cheval, en posant le pied et en le levant, sur le modèle d'une pompe à pression-suction. (Budras et al. 2012)

II/ Fonctionnement biomécanique de l'extrémité digitée du cheval

La connaissance du fonctionnement biomécanique de base de l'extrémité digitée du cheval est nécessaire afin de comprendre plus tard en quoi le port de fers peut modifier ce fonctionnement au cours de l'exercice. C'est pourquoi cette partie introduira les différents mouvements du cheval de dressage et de concours de saut d'obstacle (CSO), et les contraintes normales qui s'appliquent sur les structures anatomiques au cours du mouvement.

1. Etude des différentes allures du cheval

Une allure se définit comme une répétition de séquences d'un mouvement rythmique coordonné et automatique des membres et du corps de l'animal aboutissant à la production d'un mouvement global progressif. Une séquence correspond alors à ce qu'on appelle une foulée. Les contraintes sur les structures de l'extrémité digitée varient entre les allures et au sein même de l'allure. (Barrey 2008; 2013)

1.1. Les différentes phases de la foulée

Le cycle complet d'un membre pour une foulée se divise en deux principales phases : une phase d'appui lors de laquelle le membre est en contact avec le sol et une phase de soutien lorsque ce n'est pas le cas. On retrouve dans certaines allures des phases de suspension qui correspondent au moment où aucun des membres du cheval n'est en contact avec le sol (Barrey 2008).

La phase d'appui se divise elle-même en plusieurs phases qu'il est important de distinguer car les contraintes biomécaniques sur les structures anatomiques ne sont pas les mêmes en fonction des phases (figure 10).

La phase d'impact est la première phase, lorsque le sabot entre en contact avec le sol. Elle peut elle-même être divisée en deux parties. La première partie de l'impact correspond à la phase de collision entre le sabot et le sol. La seconde partie de l'impact correspond au moment où la jambe du cheval est fermement implantée dans le sol, et où le reste de la masse du cheval entre en collision avec celle-ci. (Thomason, Peterson 2008)

La phase de support est la phase suivante, où la masse du cheval s'appuie sur le membre jusqu'au milieu de la phase d'appui avant de se retirer progressivement du membre. Cette phase est la plus longue de la phase d'appui. (Thomason, Peterson 2008)

La phase de propulsion est la dernière phase, où le sabot décolle du sol en commençant par le talon. S'ensuit alors une nouvelle phase de soutien où le cheval va d'abord ramener le membre jusqu'au temps de soutien, puis l'avancer pour entamer une nouvelle phase d'appui. (Thomason, Peterson 2008)

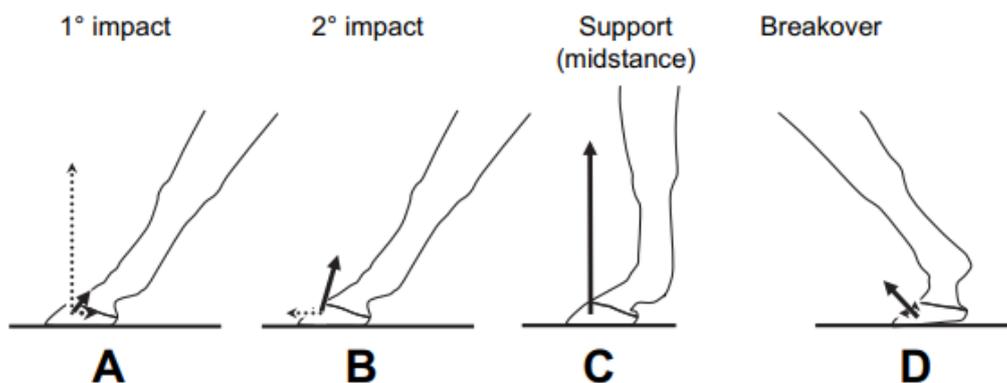


Figure 10 : Les phases de l'appui. THOMASON, PETERSON, 2008

La flèche en pointillé montre l'accélération, la flèche pleine montre la force de réaction du sol

1.2. Les allures naturelles et artificielles du cheval

a. Description des allures naturelles du cheval

Il existe plusieurs méthodes de classification des allures du cheval, permettant de les décrire avec plus ou moins de précision dans le temps et l'espace. Certaines méthodes sont simplement descriptives, tandis que d'autres montrent les caractéristiques temporaires ou spatiales des allures. Pour présenter simplement les différentes allures, on peut distinguer les allures symétriques des allures asymétriques. Dans une allure symétrique comme le pas et le trot, les membres droits et gauches font le même mouvement dans le temps et dans l'espace,

ce qui n'est pas le cas dans les allures asymétriques comme le galop. On peut parler d'allure à un, deux, trois ou quatre temps, où un temps décrit le nombre de bruits de posés de sabots audibles au cours d'une foulée. Il est aussi possible de décrire les allures en séquences de posés de pied. On décrit alors quels pieds se posent en même temps et dans quel ordre, où PD correspond au postérieur droit, PG au postérieur gauche, AD à l'antérieur droit et AG à l'antérieur gauche. (Barrey 2013)

Le pas est une allure sans phase de suspension, à quatre temps. La séquence est la suivante : PD, AD, PG, AG. C'est l'allure la plus lente. Le trot est une allure à deux temps, symétrique par bipèdes diagonaux avec une phase de suspension entre l'avancée de chaque bipède. La séquence est donc la suivante : PD-AG, suspension, PG-AD. Le galop est aussi une allure avec un temps de suspension, mais cette fois asymétrique. On parle de galop à main droite lorsque l'antérieur qui avance le plus est le droit, et de galop à main gauche lorsque c'est le gauche. A main gauche, la séquence sera : PD, AD-PG, AG, suspension. A main droite, on aura : PG, AG-PD, AD, suspension (figure 11) (Clayton, Hobbs 2019a).

Il existe d'autres allures avec des séquences différentes telles que le tölt et l'amble, qui sont aussi des allures naturelles pour certaines races de chevaux mais ne sont pas utilisées dans les compétitions de dressage ou de CSO.

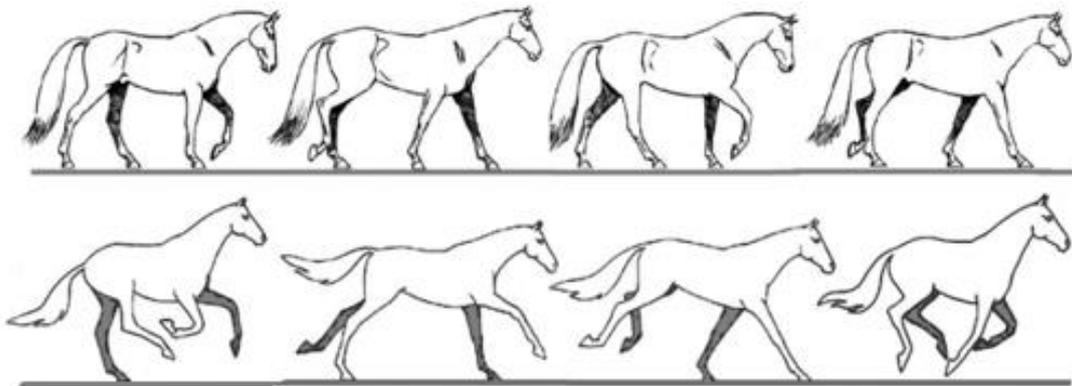


Figure 11 Représentation de l'ordre de posé des pieds au pas et au galop. CLAYTON, 2016

La dernière phase du galop correspond à une phase de suspension

b. Utilisation et amélioration des allures pour le dressage

En dressage, des variations dans ces trois allures sont demandées. Les allures peuvent être allongées, c'est-à-dire que l'amplitude des foulées augmente, sans modification de la cadence ou du rythme. Elles peuvent aussi être rassemblées, c'est-à-dire que le mouvement se fait plus vers le haut, et la fréquence diminue (Barrey 2008). Les chevaux doivent maintenir une posture où l'avant-main est plus élevé que les hanches et la nuque est le point le plus haut (Clayton, Hobbs 2019a)

Le passage et le piaffé sont deux exercices dérivés du trot demandés aux chevaux de dressage de haut niveau (figure 12). Ils se distinguent du trot par une durée de foulée plus longue. Dans le passage, la phase de suspension est plus courte que dans le trot, mais les autres variables sont similaires. Il s'agit d'un trot très élevé, cadencé et collecté. Le piaffé est un mouvement encore plus collecté, cadencé, donnant l'impression que le cheval reste sur place. Le poids du cheval est reporté sur l'arrière-main, donnant une légèreté à l'avant main. Il n'y a pas de phase de suspension dans le piaffé (Clayton, Hobbs 2019a)

Les chevaux de dressage sont entraînés pour améliorer leur coordination, leur souplesse et leur capacité à rassembler leurs allures. Ces capacités leurs sont nécessaires à la réalisation d'exercices de dressage de haut niveau avec de la rectitude, de la légèreté et de l'impulsion. Nous verrons plus en détails les caractéristiques particulièrement recherchées dans les allures qui permettent aux chevaux d'avoir de bons résultats en concours.

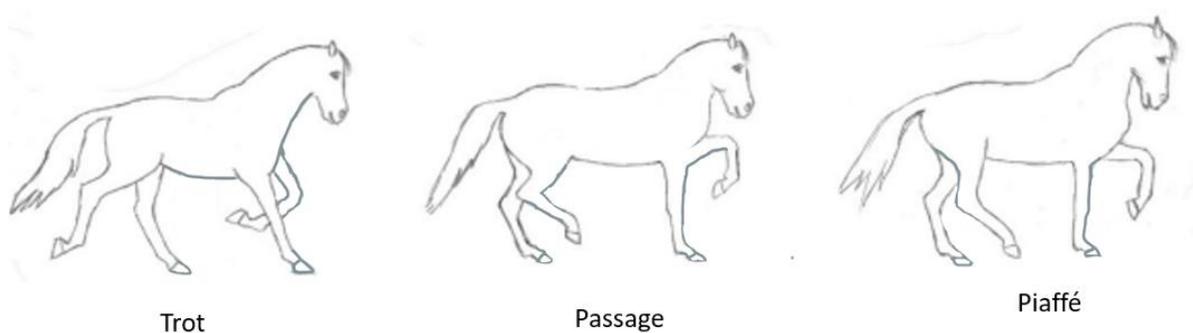


Figure 12 Attitude d'un cheval de dressage au passage/piaffé. D'après CLAYTON, 2014

L'attitude est plus élevée, avec une nuque plus haute et le poids reporté vers l'arrière-main du passage par rapport au trot, et encore plus marquée lors du piaffé.

c. Description des étapes d'un saut

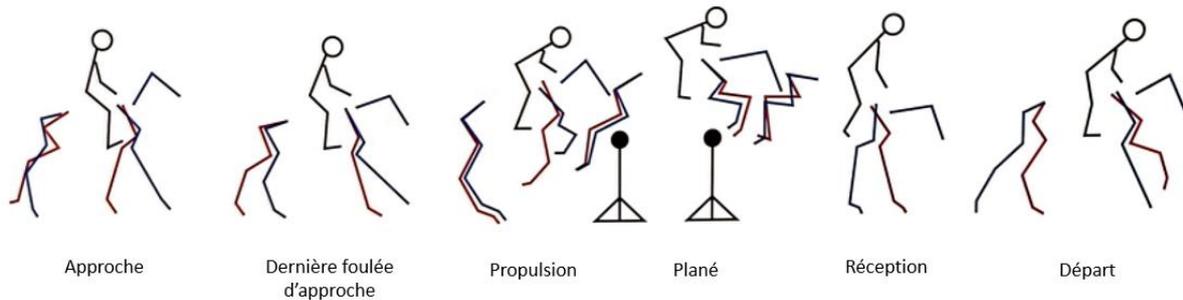


Figure 13 : Décomposition du mouvement du saut. D'après CLAYTON, 2013

La foulée correspondant à un saut peut être vue comme une foulée de galop modifiée.

Le cheval s'approche de l'obstacle avec des foulées de galop ordinaires, avec une position de la tête et du cou élevé. La dernière foulée d'approche, celle juste avant que le cheval ne décolle du sol, est légèrement différente. Elle est plus courte et plus rapide. Le cheval reporte son poids sur les postérieurs pour permettre à l'avant-main de se soulever. La phase de suspension entre la foulée d'approche et la foulée de saut est courte (figure 13).

La foulée de saut se distingue des autres par l'inclusion de la phase de plané lors du saut. Lors de la propulsion, les postérieurs entrent en contact avec le sol quasiment simultanément. La phase d'appui est longue, ce qui permet de générer plus d'impulsion (Clayton, van Weeren 2013). L'objectif de cette phase est d'obtenir une vitesse verticale et une rotation optimale tout en maintenant une vitesse horizontale suffisante. Une fois en l'air, la trajectoire du cheval est similaire à celle d'un projectile et n'est pas modifiable, d'où l'importance d'une phase d'approche et de propulsion optimales (Powers, Harrison 1999).

Le cheval atterrit ensuite sur ses antérieurs, l'objectif de la phase d'impact étant d'absorber l'impact et de regagner de la vitesse horizontale et de l'équilibre. Les forces verticales importantes qui agissent sur les antérieurs au moment de l'atterrissage ont des répercussions sur les angles articulaires et donc sur le stress auquel sont soumis les tendons (Clayton, van Weeren 2013). La foulée suivante est la foulée de départ, qui a pour but de permettre au cheval de reprendre un galop adapté pour approcher l'obstacle suivant (Powers, Harrison 1999)

1.3. Méthodes d'analyses des allures du cheval

Afin de comprendre le lien entre le mouvement du cheval et les contraintes appliquées sur les structures anatomiques au cours de ce mouvement, il est nécessaire de définir quelques termes de biomécanique. La cinétique et la cinématique sont deux méthodes permettant d'acquérir des données quantitatives décrivant le mouvements et les forces s'appliquant à un objet.

a. La cinématique

La cinématique se définit comme l'étude du mouvement d'un objet indépendamment des forces à l'origine de ce mouvement. La cinématique permet l'acquisition de données dépendantes de l'espace et du temps telles que la position en trois dimensions, la vitesse et l'accélération. La méthode d'obtention de données de cinématique la plus répandue est l'acquisition de positions de marqueurs placés sur le cheval. Les données cinématiques ont l'avantage d'être plus faciles à interpréter car plus visuelles. (Barrey 2008)

b. La cinétique

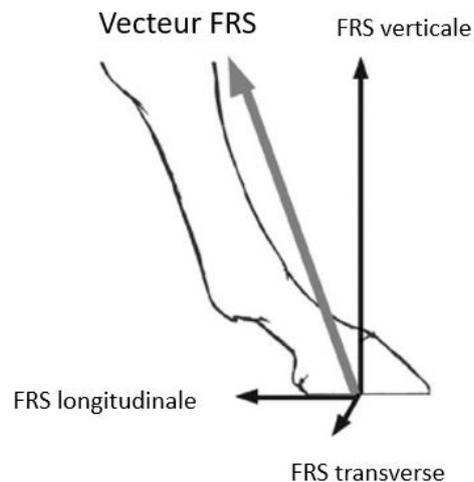
La cinétique correspond à l'étude du mouvement et des forces à l'origine du mouvement. Dans le cas du cheval en mouvement, il s'agit donc à la fois des forces produites par les muscles du cheval et des forces qu'exercent le milieu extérieur sur le cheval. Les variables utilisées en cinétique sont notamment les forces, les énergies et les variables s'en déduisant (telles que la pression, force par unité d'aire). Les études cinétiques vont donc être particulièrement intéressantes dans l'étude des contraintes s'appliquant au membre du cheval. Certaines de ces forces vont être souvent retrouvées dans les études, d'où la nécessité de les introduire. (Barrey 2008)

- **Force de réaction du sol (FRS)** (ou ground reaction force, GRF) (figure 14) :

La force de réaction du sol correspond à la force que le sol exerce sur le membre du cheval en retour de la force qu'exerce le cheval sur le sol. Ces deux forces sont égales en magnitude et de direction opposée, et la FRS est définie lors de la phase de support de la foulée. Elle peut être décomposée en trois vecteurs : un vertical (traduisant

l'appui du cheval sur le sol), un craniocaudal (traduisant de l'accélération/décélération du cheval), et un médiolateral (traduisant des mouvements de balancier et de rotation). (Clayton 2016)

En pratique, elle est mesurée de façon directe grâce à des plaques de pressions sur le sol, des fers avec des capteurs, ou de façon indirecte (Clayton, Schamhardt 2013). Des modèles de FRS standards au cours de la foulée au pas, trot et galop ont été élaborés.



*Figure 14 : Force de réaction du sol et ses différentes composantes.
CLAYTON, 2016*

La FRS verticale est toujours positive. La FRS longitudinale a une première phase négative, correspondant au freinage du pied lors de la phase d'impact, puis une seconde phase positive qui correspond à l'accélération au moment de la propulsion. La FRS transverse a de faibles variations d'amplitudes en ligne droite, mais elles sont plus importantes lorsque le cheval se déplace en cercle. (Clayton, Schamhardt 2013)

Le pic vertical de FRS a une magnitude différente selon l'exercice réalisé par le cheval : on l'estime à 1,2 fois le poids du corps au trot moyen, 2,5 au galop à vitesse importante et il peut atteindre 3,85 fois le poids du cheval au saut (valeur estimée pour un saut d'une hauteur de 1,53m) (Thomason, Peterson 2008; Clayton, Schamhardt 2013).

Le moment d'une force se définit comme la capacité d'une force à faire tourner un objet autour d'un axe de rotation. Il est égal au produit de l'intensité de la force et de la longueur du bras de levier. On comprend donc qu'à intensité de force égale, plus

le bras de levier est important, plus la force a la capacité de mettre l'objet en mouvement (figure 15).

La direction d'application de la FRS n'est pas forcément dans l'axe du membre, ce qui peut créer un bras de levier pour la force sur les articulations, qui est à l'origine de l'extension du membre. Les tendons contrebalancent cette force pour éviter l'affaissement de l'articulation. On comprend donc qu'ils sont soumis à une tension importante, qui est un autre paramètre des études cinématiques à prendre en compte. (Wilson, Weller 2011)

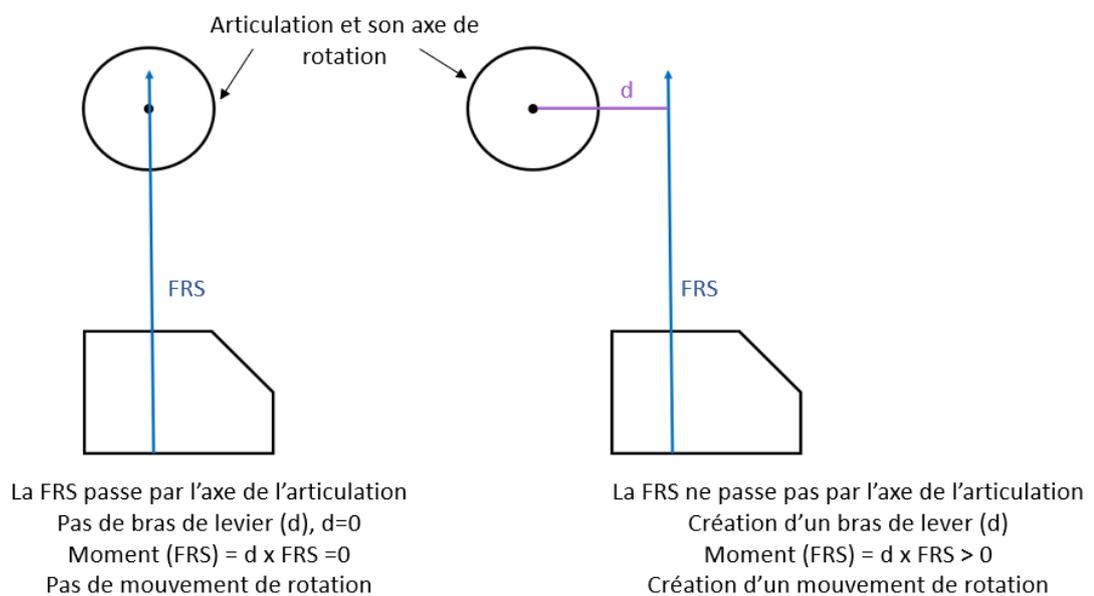


Figure 15 : Schématisation du phénomène de bras de levier

- **Tension des tissus mous :**

Les tissus mous tels que les tendons se déforment sous l'application d'une force extérieure, en s'allongeant s'il s'agit d'une force de traction et en se raccourcissant s'il s'agit d'une force de compression. La variation de longueur sous l'application d'une force est ce qu'on appelle tension. Elle est souvent exprimée sous la forme d'un pourcentage par rapport à la longueur au repos. La tension peut être estimée ou mesurée grâce à des implants (Clayton, Schamhardt 2013).

- **Accélération :**

L'accélération peut être mesurée simplement grâce à des capteurs. Elle est tout de même classée dans les variables de cinétique car elle correspond à un changement de vitesse d'un objet soumis à une force. L'accélération peut servir à analyser les caractéristiques d'un choc d'un point de vue énergétique, et notamment les vibrations qui se propagent dans le pied (Barrey 2008). L'énergie de ces vibrations peut être dangereuse car elle peut rompre les liens entre molécules et fracturer les matériaux, notamment les os si l'énergie n'est pas absorbée avant de les atteindre. (Davies 2007b)

- **Pression :**

La pression correspond à la force exercée par unité de surface. C'est une notion importante car à force égale appliquée sur deux surfaces différentes, la pression n'en sera pas la même, et donc les potentielles répercussions ostéoarticulaires non plus. C'est le cas par exemple des tendons fléchisseurs superficiel et le ligament suspenseur du boulet, qui subissent la même tension mais avec une pression résultante nettement plus importante dans le tendon fléchisseur superficiel du fait d'une surface de section plus faible. (Wilson, Weller 2011)

2. Fonctionnement de l'extrémité digitée et contraintes au cours de la foulée

Les différents paramètres de cinétique et cinématique permettent de comprendre quelles sont les forces qui s'exercent sur les structures de la locomotion, et donc les contraintes qui en découlent. L'extrémité digitée du cheval est une structure adaptée à ses trois principales fonctions mécaniques : absorber les chocs lors du contact avec le sol, supporter le poids du corps pendant la phase d'appui et fournir la propulsion nécessaire pour que le membre quitte le sol.

2.1 Détermination des forces et des contraintes au cours de la foulée.

Lors du premier impact, les modifications de vitesse (décélération verticales et horizontales) sont importantes. La décélération horizontale est moins importante que la verticale. Les FRS sont relativement faibles (figure 16).

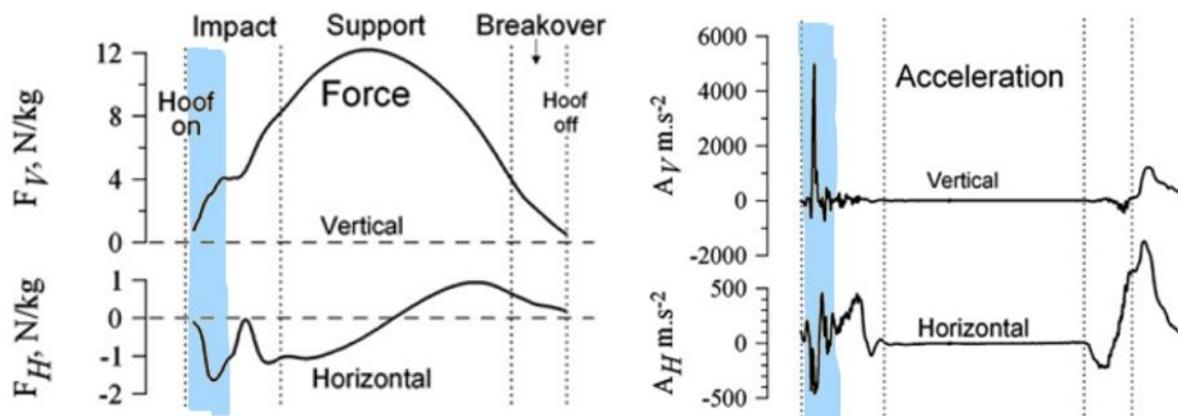


Figure 16 : FRS et accélération au cours de la foulée : 1^{er} impact.
THOMASON, PETERSON, 2008

Lors de la seconde phase, lorsque le membre est chargé du poids du reste du corps, les forces sont nettement plus importantes (figure 17). Les pics d'accélération sont moins importants, mais attribuables au mouvement généré par la mise en charge du corps sur le membre, ce qui pousse le sabot vers l'avant. Le pied glisse donc le long du sol, sur une durée d'environ 30 à 50ms (Thomason, Peterson 2008). Cette durée est variable selon les caractéristiques du sol et de la ferrure. A la fin du second impact, le pied est à l'arrêt. Le choc de la décélération crée des vibrations à haute fréquence (jusqu'à 1200 Hz) qui sont atténuées principalement pas les tissus mous du pied et sa déformation, en lien avec les forces qui s'appliquent.

La charge maximale n'est cependant atteinte qu'au milieu de la phase d'appui, et peut représenter selon l'exercice plusieurs fois le poids du cheval. La FRS horizontale, qui était jusque là négative, devient positive pour préparer la phase de propulsion. Les déformations du pied augmentent au cours de la phase de soutien, avant d'atteindre leur maximum à environ 70% de la phase (figure 18). Cela peut s'expliquer par la position du membre par rapport au pied, et donc de la direction dans laquelle la force est appliquée (Thomason, Peterson 2008).

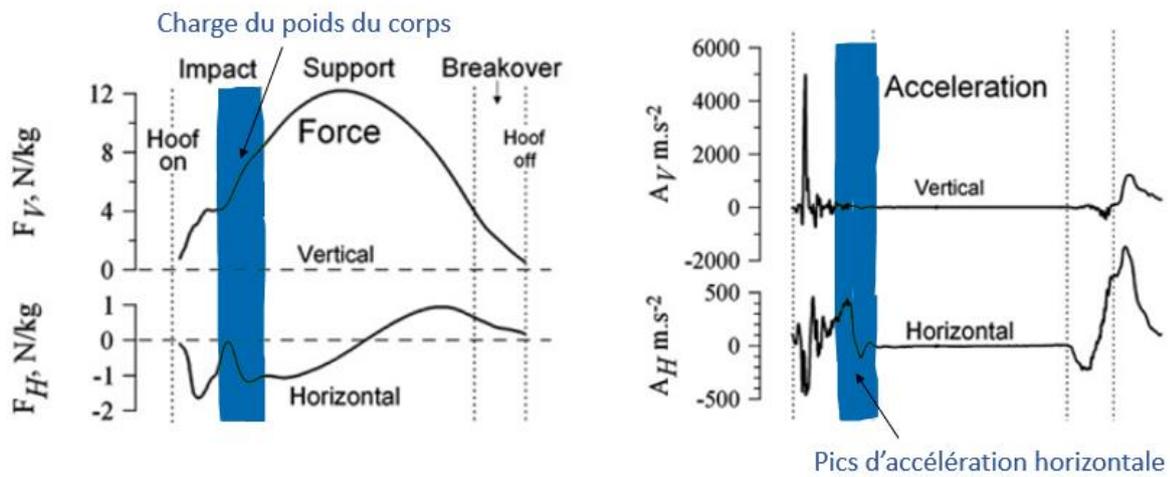


Figure 17 : FRS et accélération au cours de la foulée : 2eme impact. THOMASON, PETERSON, 2008

Charge du membre : augmentation de la FRS. Pic d'accélération horizontale

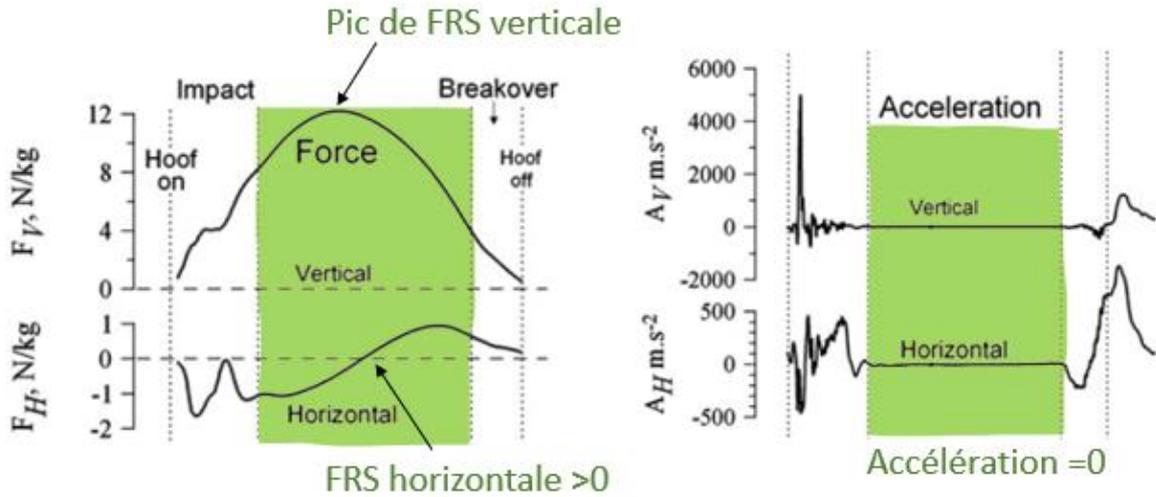


Figure 18 : FRS et accélération au cours de la foulée : support. THOMASON, PETERSON, 2008

L'accélération horizontale et vertical est nulle
 La FRS vertical atteint son maximum
 La FRS horizontale s'inverse

La phase de propulsion commence lorsque l'accélération n'est plus nulle, c'est-à-dire lorsque le pied est à nouveau en mouvement. L'accélération horizontale est plus importante lors de la phase de propulsion que lors de la phase d'impact.

2.1. Fonctionnement et contraintes du pied

Lors du contact avec le sol, le pied est la structure principale qui permet l'atténuation des vibrations de l'impact. En effet, 67% des vibrations dues à l'impact sont atténuées entre la boîte cornée et P3. (Willemen, Jacobs, Schamhardt 2010). Anatomiquement, plusieurs structures dans le pied sont à l'origine de ce phénomène : la jonction kéraphylle-podophylle, la sole et la fourchette dont l'hydratation leur procure une certaine souplesse, et les structures d'amortissement complémentaires (coussinet digital et cartilages ungulaires). (Thomason, Peterson 2008; Chateau et al. 2007)

- Mouvement des talons :

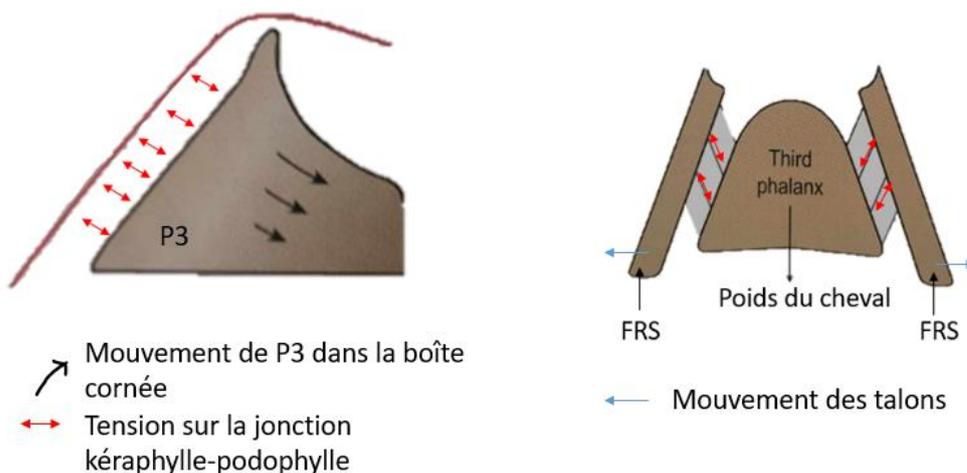


Figure 19 : Contraintes et mouvements relatifs de P3. D'après BACK, PILLE 2013

Deux principales théories ont été décrites pour expliquer le mouvement d'expansion latéromédiale des talons (figure 19).

La première, décrite dès 1809, explique que le coussinet digital se retrouve comprimé

entre la fourchette et P2 lors du mouvement, ce qui causerait une expansion latérale de la fourchette, dont la force qui se répercute sur les barres est à l'origine de l'écartement des talons. L'amortissement se fait alors au niveau du coussinet digital. Selon cette théorie, l'élargissement des talons ne peut se faire qu'en présence de pression sur la fourchette. Cette idée a été remise en cause car il a été démontré qu'une augmentation de la pression sur la fourchette donne des résultats inconstant quant à l'expansion des talons. La pression sur la fourchette ne serait donc pas le seul facteur contrôlant cette expansion. (Colles 1989)

L'autre théorie permettant d'expliquer le phénomène d'absorption est la théorie de la dépression, selon laquelle la charge sur P3 est transmise au sabot par l'intermédiaire des jonctions kéraphyle-podophylle, dans laquelle les forces sont redirigées et les vibrations atténuées. L'écartement des talons s'expliquerait par leur conformation permettant une déformation spontanée, et la fourchette n'a plus le rôle d'écarter les talons mais agit simplement comme une réserve de matière permettant cette expansion (Chateau et al. 2007). La mesure de la pression dans le coussinet digital est un marqueur corroborant cette théorie. En effet, au cours de l'appui, la pression dans le coussinet diminue, ce qui traduit bien un écartement des talons sans contrainte exercée sur le coussinet (Dyhre-Poulsen et al. 1994). Le principe selon lequel P3 est en suspension dans la boîte cornée est cependant remis en question par certaines études, qui montrent notamment un appui de la surface solaire lorsque le cheval est sur un sol mou, ce qui aurait pour conséquence de faire de la face palmaire de P3 une surface d'appui. (Hood, Taylor, Wagner 2001)

- Déformation de la boîte cornée

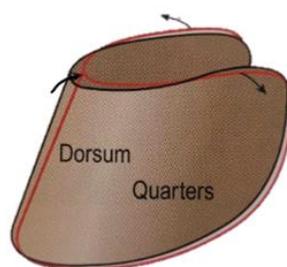


Figure 20 : Déformation de la paroi pendant l'appui. BACK, PILLE, 2013

Lorsque le poids du cheval est transféré sur l'extrémité du membre, P3 descend légèrement dans la boîte cornée, avec une légère rotation palmaire/plantaire. Ceci entraîne des tensions dans la jonction kéraphylle-podophylle à l'origine d'une déformation de la paroi. La sole est aussi déformée par l'action directe de l'abaissement de P3 (figure 20) (Davies 2007b).

- Circulation sanguine au cours du mouvement

Les mouvements du cheval ont des conséquences sur la circulation de sang dans le pied. En effet, il a été montré que la vitesse du flux sanguin varie en fonction de l'appui ou non du cheval sur le membre examiné, et que plus le cheval bouge, plus les variations de vitesse du flux sanguin artériel sont importantes. (Hoffmann et al. 2001)

Cela s'expliquerait par les mouvements du pied, qui permettraient un fonctionnement analogue à celui d'une pompe hydrostatique. L'écartement des talons et donc des cartilages ungulaires induirait une augmentation de la pression dans les plexus veineux et donc une évacuation du sang de la partie distale du membre, ceci ayant lieu au début de la phase d'appui (Chateau et al. 2007). Lors du reste de la phase d'appui, il y a moins de flux sanguin. Le sang revient dans le pied lorsqu'il se soulève, par remplissage des espaces libérés par la décompression du pied et grâce à la force centrifuge induite par le mouvement (Davies 2007b).

L'énergie dissipée par les forces de friction du sang dans les vaisseaux constituerait une part importante du mécanisme d'amortissement des forces lors du posé du pied sur le sol. (Davies 2007b)

2.2. Fonctionnement et contraintes des tendons

Le fonctionnement d'un tendon peut être comparé à celui d'un élastique. Il se déforme en s'allongeant lorsqu'il est soumis à une force de traction, tout en procurant un certain degré de résistance. C'est ce qui permet d'éviter l'affaissement du membre lors de la phase d'appui. Lors de leur charge, les tendons accumulent une certaine partie de l'énergie cinétique et la restaurent lors de la phase de propulsion, ce qui permet de conserver une partie de l'énergie au cours du déplacement (Wilson, Weller 2011).

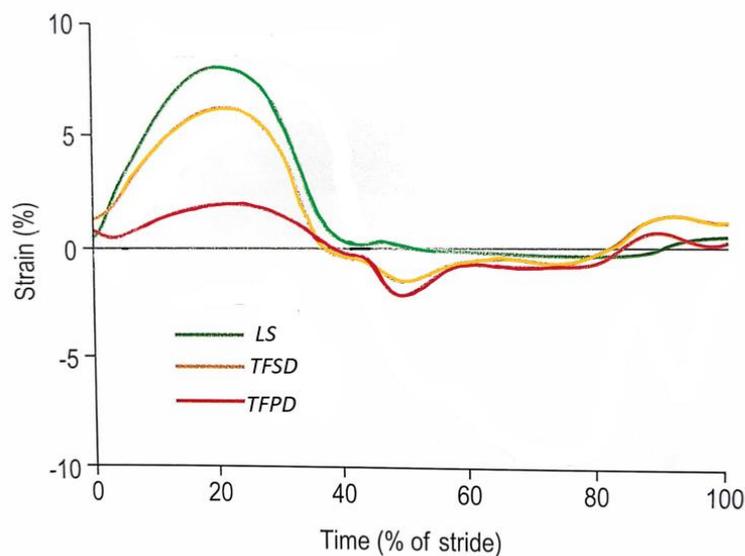


Figure 21 : Tension des différents tendons au trot. BACK, PILLE 2013

La pression appliquée au cours du mouvement sur les tendons induit une déformation élastique de ces structures, qui peut être quantifiée grâce à la tension des tissus présentée plus tôt. Sur sol dur, sur des chevaux ferrés, la structure soumise à la plus grande tension est le ligament suspenseur du boulet, avec une tension de 3,36% au pas et 5,78% au trot. Les tendons fléchisseurs profond et superficiel subissent une tension de respectivement 1,15% au pas et 1,70% au trot pour le tendon fléchisseur profond ; et 2,19% et 4,15% pour le tendon fléchisseur superficiel (figure 21). On note que les tensions sont plus importantes au trot qu'au pas. Ce n'est pas le cas pour le ligament accessoire du tendon fléchisseur profond pour qui les tensions sont mesurées à 5,36% au pas et 4,88% au trot. Dans le tendon fléchisseur superficiel et le ligament suspenseur du boulet, ces tensions sont significativement plus importantes lorsque le cheval porte un cavalier (Riemersma et al. 1996). La tension subit par les tendons est estimée à entre 12 et 16% au galop (Wilson, Weller 2011). A la réception d'un obstacle, c'est principalement la charge sur le tendon fléchisseur superficiel qui augmente avec la hauteur de l'obstacle, et dans une moindre mesure celle du ligament suspenseur du boulet. La force s'exerçant sur le fléchisseur superficiel est en moyenne de 13,9kN. C'est moins que celle s'appliquant sur le suspenseur du boulet (15,8kN au pic), mais la surface de section du suspenseur est plus importante donc la pression est moindre (Meershoek et al. 2001).

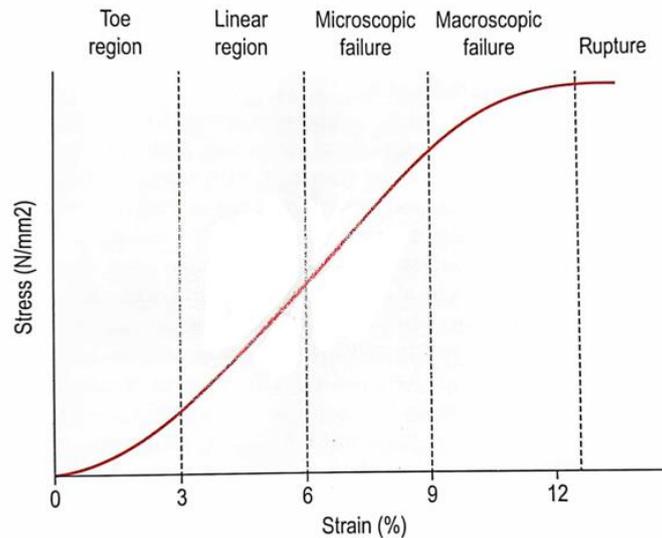


Figure 22 : lien entre stress et déformation des tendons. BACK, PILLE 2013

Ces valeurs de tension et de charge deviennent particulièrement intéressantes lorsqu'elles sont comparées aux valeurs maximales qu'un tendon peut supporter. Le lien entre stress et déformation du tendon peut être représenté graphiquement, et plusieurs régions peuvent être délimitées (figure 21). Au-delà d'une tension supérieure à 6%, des lésions microscopiques commencent à apparaître. Les lésions deviennent macroscopiques au-delà d'une tension à 9%, et on atteint la zone de rupture aux alentours de 12%. Ces données sont à nuancer selon le type de tendon étudié dans le pied du cheval. (Birsh et al. 2013). D'après certaines études, cela correspond pour le tendon fléchisseur profond à une charge de 13kN, et pour le fléchisseur superficiel à une charge de 12kN. La charge de rupture pour le ligament suspenseur est estimée à plus de 15kN. (Meershoek et al. 2001)

Ces valeurs sont toutefois à nuancer par la difficulté à avoir des données précises. En effet, les forces qui s'appliquent dans les tendons sont calculées et de potentielles sources d'erreurs existent notamment dans les points choisis comme points d'application des forces, la mesure de distances etc. Une erreur totale de mesure d'un cm a comme répercussion une erreur de 2kN sur les forces mesurées dans les tendons. (Meershoek et al. 2001)

Ces données permettent tout de même de comprendre l'importante charge qui s'applique sur les tendons, au cours du mouvement et notamment de la phase d'appui. Les tendons sont optimisés pour accumuler et restituer l'énergie au cours du mouvement, et doivent donc avoir une résistance relativement importante. Lorsqu'ils sont soumis aux

contraintes d'un travail de haut niveau, les tensions qui s'exercent sur les tendons se rapprochent des tensions de rupture. (Birsh et al. 2013)

2.3. Contraintes des os et des articulations

Les os et les articulations sont principalement soumis à des forces de compression et de cisaillement (Wilson, Weller 2011). Les vibrations induites par le contact avec le sol sont atténuées principalement à l'interface boîte cornée-P3, puis diminuée d'environ 6% à l'articulation interphalangienne distale, et à nouveau de 6% à l'articulation interphalangienne proximale. L'articulation métacarpo/tarso-phalangienne atténue 9% de l'amplitude initiale. Il en résulte que seul 13% des vibrations sont détectables au niveau du métacarpe/tarse. C'est le cartilage articulaire et l'os spongieux sous chondral qui permettent l'amortissement de ces forces de compression au niveau des articulations (Denoix 1991).

Les vibrations à haute fréquence associées à une mise en charge rapide ont comme conséquences des micro-traumas de l'os sous-chondral, et plus tard une dégénérescence du cartilage (Willemen, Jacobs, Schamhardt 2010). À cause de leur conformations, toutes les articulations ne subissent pas les mêmes stress, et le stress au sein d'une articulation n'est pas le même sur l'intégralité de la surface articulaire.

Les contraintes qui s'exercent sur les os induisent des déformations de l'os au cours de l'exercice, et sont nécessaires à l'adaptation de l'os à l'exercice sportif car elles induisent des remaniements osseux. Les déformations de l'os sont liées à la charge qui s'applique sur celui-ci. (Denoix 1991)

L'analyse des données de GRF montrent d'une composante transverse existe. En effet, les mouvements du membre ne se font pas strictement dans le plan vertical, notamment en cas de terrain non plat ou encore sur le cercle. C'est principalement l'articulation interphalangienne distale qui va permettre d'absorber ces mouvements (Chateau et al. 2007). Les ligaments articulaires sont mis en tension lors de mouvements transverses afin de limiter une amplitude de mouvement trop importante dans le plan frontal.

2eme partie : contraintes liées au mode de vie et à l'utilisation du cheval de sport sur lesquelles le port de fers peut avoir une influence

Etudier l'environnement dans lequel le cheval évolue ainsi que les efforts physiques propres à chaque discipline est nécessaire pour comprendre les avantages ou désavantages qui peut apporter le port de fers. Cette partie traitera donc de l'environnement du cheval au repos ainsi qu'au travail, notamment les sols sur lesquels le cheval de dressage ou de CSO évolue. Elle se penchera ensuite sur la nature des mouvements demandés au cheval, et les contraintes particulières sur la partie distale de l'appareil locomoteur qui y sont associées.

1/ Environnement dans lequel de cheval de sport évolue

1/ Mode d'hébergement du cheval de sport

Bien que le cheval de sport soit utilisé pour ses performances athlétiques, la très grande majorité de son temps dans la journée est consacrée au repos.

1.1 Etat des lieux des principaux environnements de repos du cheval de sport

a. Mode de vie principal du cheval de sport

Les chevaux de sport sont principalement gardés en box individuels. Typiquement, un box fait entre 9m² et 13m². Les boxes peuvent parfois communiquer entre eux grâce à des petites fenêtres ou parce qu'ils sont séparés par des barreaux (Rivera et al. 2002). Pour prévenir les blessures, cela permet en général aux chevaux de se voir, mais pas forcément de se toucher. (Henderson 2007). Environ 84% des chevaux en Europe sont hébergés individuellement, en box la plupart du temps. Ce chiffre monte jusqu'à 90% selon les études. (Rose-Meierhöfer et al. 2010)

Le temps passé hors du box est souvent limité. Si certaines écuries permettent aux chevaux de sortir dans des prés en herbe, les sorties consistent souvent à passer quelques

heures dans des paddocks en sable. Ce temps de sortie compte pour en moyenne 3,8h pour les chevaux de CSO (Lönnell et al. 2014). Une étude sur les chevaux de dressage au Royaume-Uni montre que la plupart des chevaux ont entre 15h et 30h de temps en paddock par semaine (Walters et al. 2008). Contrairement aux chevaux domestiques vivant en semi-liberté, les chevaux qui vivent au box ont souvent des fourrages en quantité limitée, distribués à des heures précises (Henderson 2007).

Ce mode de vie a des conséquences sur le budget temps, c'est-à-dire la répartition des activités du cheval sur 24h. En moyenne, un adulte vivant en semi-liberté passe environ 60% de son temps à s'alimenter, et l'immobilité représente environ 20% de la journée du cheval. En box avec accès au fourrage limité et pas de contact avec ses congénères, le temps accordé à ces deux activités s'inverse avec environ 15% du temps accordé à l'alimentation et 65% du temps passé immobile. (GRISON, DOLIGEZ, VIDAMENT 2014). Ces modifications du budget temps ne sont pas sans conséquences sur la santé physique du cheval et sur son bien-être.

b. Motivations des propriétaires

Il y a plusieurs raisons qui poussent les propriétaires à faire le choix de ce mode d'hébergement pour leur cheval. La praticité d'avoir le cheval sous la main pour le travail en est une (Yarnell et al. 2015). La disponibilité et le prix des terrains dans certaines régions limite l'accès aux prés (Henderson 2007). La croyance que le cheval de sport a besoin de plus de repos pour conserver son énergie pour le travail est une autre raison poussant certains propriétaires à héberger leur cheval en box (Lesimple et al. 2020).

Le box semble une solution confortable aux yeux de l'humain, car il protège le cheval des blessures, des intempéries etc. Par anthropomorphisme, certains propriétaires pensent que leur cheval trouvera lui aussi le box plus confortable, ce qui n'est pas le cas puisque le cheval est un animal social qui a besoin de contact avec ses congénères (Yarnell et al. 2015).

Cependant, la raison la plus fréquemment rapportée est la peur que le cheval se blesse, que ce soit au contact d'autres chevaux ou parce qu'il est plus agité lorsqu'il est mis en liberté dans un espace plus grand. (Lesimple et al. 2020; Yarnell et al. 2015).

La suite de cette partie va permettre de comprendre si la balance bénéfice-risque justifie ces motivations.

1.2. Inconvénients d'un mode d'hébergement individuel

a. Conséquences sur son bien-être

Il a été démontré chez les animaux de laboratoires gardés dans des conditions de restriction spatiale qu'ils développent des comportements stéréotypés et répétitifs, caractérisés sans but évident. (Henderson 2007; Lesimple et al. 2020). Ces comportements reflètent un environnement inadapté ne permettant pas à l'animal d'exprimer ses besoins naturels, et sont associés à un mal-être. Il existe un lien entre l'augmentation des comportements de stéréotypie et d'autres facteurs indicateurs d'un bien-être altéré. (Henderson 2007)

Il a été démontré que l'isolement social et le confinement des chevaux est lié à l'apparition de stéréotypes, qu'on ne retrouve pas chez les chevaux vivant à l'état semi-sauvage (Hartmann, Søndergaard, Keeling 2012). De nombreux chevaux de sport ne sortent de leur box que pour travailler, et il est parfois considéré que cela suffit à leur besoin d'activité. Cependant, il a été démontré que lorsque le cheval vivant au box passe plus de temps à travailler, ses stéréotypies sont plus marquées. Inversement, lorsqu'il passe plus de temps dans un paddock ou un pré, ses stéréotypies diminuent. Les stéréotypies diminuent aussi lorsque les chevaux sont en contact visuel ou tactile (Yarnell et al. 2015).

Lorsque les besoins du cheval, qui est un animal grégaire, qui a besoin de se déplacer et manger une grande partie de la journée, ne sont pas respectés, les stéréotypies apparaissent et traduisent un mal-être. Ce n'est pas parce qu'un cheval ne souffre pas de stéréotypies qu'il n'est pas dans un état de mal-être s'il est soumis au même environnement qu'un cheval montrant des stéréotypies, car tous les chevaux ne l'expriment pas de la même façon et avec la même intensité (Henderson 2007).

Une étude montre que les stéréotypies chez les chevaux de dressage et de concours complet d'équitation atteignent une prévalence d'environ 30 %. (McGreevy 1997).

b. Conséquences de la vie au box sur ses capacité d'athlète

i. Modification des capacités d'apprentissage

Les indicateurs de mal-être tels que les stéréotypies sont associées avec des changements dans la capacité d'apprentissage du cheval (Lesimple et al. 2020). Il a été démontré notamment que les chevaux qui vivaient en groupe (mode de vie qui correspond plus aux besoins naturels du cheval) présentent un temps nécessaire d'apprentissage moins long au débouillage (Rivera et al. 2002). Ceux vivant en box montrent un détachement cognitif, moins de sensibilité et vont être moins aptes à apprendre de nouvelles choses, ce qui peut être problématique dans la carrière d'un cheval de sport de haut niveau (Hausberger et al. 2019).

Garder les chevaux en groupe et leur permettre un mouvement libre permet de réduire les comportements agressifs, et donc de les rendre plus facilement manipulables en diminuant le risque d'accident (Hartmann, Søndergaard, Keeling 2012).

ii. Modification de la capacité de récupération musculaire

Contrairement aux préoccupations de certains propriétaires, un cheval de sport n'a pas besoin de plus de temps de récupération, et différentes études montrent qu'au contraire un temps de mouvement libre serait bénéfique à la récupération musculaire. Les études ont été menées chez l'homme mais sont extrapolables au cheval : le maintien d'un mouvement de faible intensité après un effort permettrait d'éliminer plus rapidement les lactates produits par les cellules musculaires au cours de l'effort. (Lesimple et al. 2020)

La sortie en paddock individuel permet au cheval d'avoir un peu de mouvement, mais la présence d'un groupe augmente significativement ces petits déplacements, pas uniquement par augmentation des interactions sociales mais aussi parce que le temps passé à brouter est augmenté. (Jørgensen, Bøe 2007)

iii. Conséquences de la vie au box sur la santé physique du cheval

Parmi les affections fréquentes des chevaux, il a été démontré une corrélation entre la fréquence de certaines d'entre elles et la vie en box. C'est le cas notamment pour les coliques, les hypothèses principales étant un manque de mouvement et une prise alimentaire qui n'est pas répartie de façon optimale dans la journée (Rose-Meierhöfer et al. 2010).

L'absence de contact direct entre les chevaux a aussi été identifiée comme un facteur de risque de l'apparition d'ulcères gastriques (Sykes et al. 2015).

Il y a donc de nombreux avantages à permettre du mouvement libre aux chevaux de sport, en particulier lorsqu'ils sont en groupes. La crainte du risque de blessure est légitime, mais il existe des moyens d'améliorer la balance bénéfico-risque à mettre un cheval en groupe, et particulièrement en agissant sur la ferrure.

1.3. Evaluation du risque de blessure au repos

a. Statistiques sur les principales causes de blessure des chevaux au repos

Dans la population des chevaux en général, la plupart des causes de blessures ne sont pas identifiées car le propriétaire n'est pas présent au moment de la blessure. (Owen et al. 2012)

Les blessures surviennent plus fréquemment lorsque les chevaux sont dehors (33%), mais une part non négligeable des blessures survient au box (19%). Cette prévalence est aussi élevée que celle des blessures arrivant au travail (19%) (Derungs et al. 2004). Comme les chevaux de sport sont moins fréquemment dehors que les chevaux de la population générale, et que les chevaux qui travaillent régulièrement sont plus à risque de blessures, les proportions sont probablement modifiées (Owen et al. 2012).

L'origine de blessure la plus probable est un coup par un autre cheval, entre 18 et 22% des blessures selon les études. (Owen et al. 2012; Derungs et al. 2004). 71% de ces coups ont lieu au pré. Dans quasiment tous les cas, la blessure est une plaie de lacération ou d'écrasement, et quasiment 50% des chevaux présentent aussi une fracture, dont environ 20% sont des fractures impliquant plusieurs fragments (Derungs et al. 2004). Les fractures du radius et du tibia ne sont pas rares, et les conséquences peuvent être dramatiques (Sprick 2018).

b. Moyen de diminuer la fréquence et la gravité de ces blessures

Les blessures dues à des coups sont plus fréquentes pendant l'été, la saison où les chevaux sont plus souvent mis au pré. (Derungs et al. 2004). Ceci peut s'expliquer par différents phénomènes.

Il a été démontré que les chevaux qui sont sortis au printemps sont plus à risque de blessure que les chevaux sortis toute l'année, ce peu importe le type de blessure. Les chevaux qui ont été enfermés une partie du temps montrent des comportements normaux plus intenses que les chevaux qui sont tout le temps dehors (Owen et al. 2012; Lesimple et al. 2020). De la même façon, des chevaux qui ont été isolés sont plus à même de montrer par la suite des comportements d'agression lorsqu'ils sont mis avec d'autres chevaux. Ceci les rend plus à risque de blessure (Jørgensen et al. 2009).

En termes de gestion de groupe, il a été démontré que des chevaux disposant de moins d'espace individuel ont plus tendance à montrer des signes d'agression envers leurs congénères. Souvent, ces signes d'agression se limitent à des postures leur permettant de communiquer, mais les coups en font aussi parti. (Jørgensen et al. 2009)

La stabilité du groupe est aussi un facteur permettant de limiter les comportements agressifs. Il a été démontré que par rapport à d'autres types de blessure, les coups sont souvent précédés de changement dans le groupe de chevaux (Knubben et al. 2008). L'introduction de manière progressive d'un nouveau cheval dans un groupe, en passant d'abord par un paddock séparé voisin du pré du troupeau, permet de limiter les risques d'agressions (Henderson 2007).

Les fers représentent un facteur de risque important dans la gravité des blessures liées aux coups. Une étude a calculé ex vivo la probabilité de fracture d'un os (radius ou tibia) lors d'impact à 8m/s et à 12m/s avec différents types de fers ou sans fers. A une vitesse d'impact de 8m/s, la probabilité de fracture avec l'impact d'un fer en acier ou aluminium est de 75%, tandis qu'avec un fer en polyuréthane ou sans fer aucun dommage n'est présent sur les os, et ce même après une évaluation au scanner. A une vitesse d'impact de 12m/s, l'hypothèse qu'un pied non ferré cause moins de dommage qu'un pied avec un fer en polyuréthane n'a pas pu être validée statistiquement, même si le nombre d'os fracturé est plus élevé dans cette expérience avec le fer en polyuréthane (Sprick 2018)

S'il existe des moyens en termes de gestion du troupeau de réduire la fréquence des coups, qui sont en grande partie responsable des blessures des chevaux vivant en groupe, le meilleur moyen d'en diminuer la gravité est de déferre le cheval, à minima des postérieurs.

Au repos, sur un cheval sain, **retirer les fers classiques en acier et aluminium permet d'améliorer la balance bénéfice-risque d'une vie en groupe**. Ceci permet au cheval de bénéficier des bienfaits d'une vie en groupe, tant sur sa santé que sur son bien-être, tout en réduisant la gravité des blessures liées à des coups.

2. L'environnement du cheval de sport au travail

Les différents sols ont une importance sur la biomécanique du cheval, et notamment sur l'apparition d'affections de l'appareil locomoteur. Les types d'entraînements des chevaux de sport sont spécifiques de leur discipline, de même que la nature des exercices demandés. En connaître les principales caractéristiques permet d'évaluer le bénéfice d'une ferrure.

2.1 Les différentes séances d'entraînement

Les chevaux de sport suivent des régimes d'entraînements différents selon leur discipline, adaptés selon leur planning de concours.

Une étude qui a porté sur les types d'entraînement de chevaux de saut de haut niveau dans quatre pays européens montre que le travail en carrière ou manège compte pour près de 80% du temps de travail des chevaux. Le travail sur le plat est le type d'entraînement le plus fréquent, avec 41% du temps de travail qui lui est consacré. Les compétitions et les séances d'entraînement de saut comptent pour respectivement 14 % et 10 % des séances, soit un total de 24 % du temps du cheval qui est consacré au saut d'obstacle. Environ 20 % du temps de travail est consacré à de l'extérieur (Lönnell et al. 2014)

Chez les chevaux de dressage, ces proportions sont légèrement différentes. Chez les chevaux de haut niveau en Allemagne, le temps consacré à l'extérieur n'excède pas 5%, avec 80% du temps de travail consacré au dressage. La même tendance est observable au Royaume-Uni, dans une moindre mesure avec plus de temps consacré à l'extérieur et à la longe. Dans

les deux pays, l'entraînement des chevaux de haut niveau n'est pas le même que celui des chevaux concourant en amateur (Walters et al. 2008).

Les chevaux de dressage et de CSO de haut niveau évoluent donc la grande majorité du temps sur des pistes, avec un peu d'extérieur où le terrain est donc plus varié (herbe, goudron, terre etc.).

2.2 Caractéristiques des pistes sur lesquelles s'entraînent les chevaux de sport

a. Nature des pistes d'entraînement

Ces dernières années, de plus en plus de surface en artificiel et synthétiques sont utilisées, et remplacent progressivement les surfaces en herbe utilisées notamment pour les compétitions de haut niveau. Il peut s'agir de sable avec des ajouts de fibre, de caoutchouc, ou encore de sable huilé et fibré. Ces pistes permettent une utilisation à l'année (Hobbs et al. 2014).

Pour les chevaux de dressage, les surfaces les plus utilisées sont du sable avec ajout de caoutchouc (49 %) ou d'autres matières synthétiques. Il y a 15 % des chevaux de dressage qui évoluent sur du sable simple, 6 % sur des copeaux de bois, et 5% sur herbe (Murray, Juli Walters, et al. 2010).

Les chevaux de CSO s'entraînent principalement sur des pistes en sable fibrées, ou en sable simple. Les compétitions sur herbe restent fréquentes. (Egenvall et al. 2013)

b. Principales propriétés de ces pistes

De nombreuses caractéristiques sont utilisées par les cavaliers pour définir leur ressenti par rapport à la façon dont leur cheval travaille sur une piste. Le surface peut se caractériser par sa capacité à absorber les chocs, sa fermeté, son adhérence et sa réactivité (Hobbs et al. 2014). Ces termes se traduisent par des propriétés mécaniques qu'il est possible de calculer, soit directement soit par l'intermédiaire des études cinétiques du mouvement du cheval (Parkes, Witte 2015).

La capacité d'absorption des chocs des sols permet d'atténuer les vibrations à la suite du posé du pied. Parmi les surfaces qui sont fréquemment utilisés chez les chevaux de sport,

celles qui ont la meilleure capacité d'amortissement sont les surfaces artificielles, suivies par les surfaces en herbe (Setterbo et al. 2009; 2013).

La fermeté d'un sol détermine si le pied va s'enfoncer ou non dans ce sol avant d'être complètement arrêté, et donc aura un impact sur la vitesse d'arrêt du mouvement. Les surfaces telles que le goudron sont très dures. La fermeté des sols en herbe dépend beaucoup des conditions d'humidification de ce sol. Les surfaces artificielles sont les plus souples (Parkes, Witte 2015).

L'adhérence d'un sol est un paramètre important car souvent considéré comme une cause de blessure. La surface doit permettre un peu de glissement pour atténuer le choc au moment de l'impact, mais trop de glissement est considéré comme un facteur de risque de blessures. Le goudron permet au pied de plus glisser qu'une surface artificielle ou en gazon, et la terre bloque le pied le plus rapidement (Parkes, Witte 2015).

La réactivité du sol peut être définie comme sa capacité à retourner l'énergie. Les surfaces synthétiques ont une meilleure capacité à retourner l'énergie que la terre car elles ont une déformation élastique plus importante. Une diminution de l'humidité du sol induit une augmentation de cette capacité à retourner l'énergie, mais est associée à une augmentation de la fermeté (Parkes, Witte 2015; Ratzlaff et al. 1997)

2.3 Conséquences sur les contraintes biomécaniques

Ces différentes caractéristiques vont se refléter par des modifications biomécaniques tout au long de la foulée, et induire des contraintes différentes sur l'appareil locomoteur.

Lors de l'impact, les caractéristiques biomécaniques qui vont principalement être modifiées par la nature du sol sont la décélération verticale maximale et l'atténuation des vibrations du sabot. Ces deux paramètres sont significativement plus faibles sur un sable fibré-huilé que sur du sable concassé (Chateau et al. 2009).

Le pic de force de décélération horizontal du pied n'est pas le même en fonction de la surface, en lien avec son adhérence. Un pic de force horizontal moins important traduit une mise en charge du membre plus progressive (Crevier-Denoix et al. 2016). A nouveau, le sable fibré-huilé présente un pic de force horizontale plus faible que le sable concassé. (Nathalie Crevier-Denoix et al. 2009).

La vitesse de mise en charge verticale du membre est la conséquence de la capacité du sol à poursuivre une déformation après l'impact. A nouveau, plus la vitesse est faible, plus la

mise en charge est progressive et plus les structures articulaires et tendineuses seront préservées. La force maximale verticale et la charge maximale du tendon sont deux paramètres qui atteignent leur pic au cours de la phase d'appui. La différence de force verticale maximale est significative entre les deux surfaces testées mais très faible (9024 N pour le sable fibré-huileux contre 9231 N pour le sable concassé en moyenne). La différence de force s'exerçant dans le TSD est plus importante (figure 23). (Nathalie Crevier-Denoix et al. 2009)

Le sable fibré-huilé présente dans l'ensemble des meilleures capacités d'amortissement que le sable concassé, et est donc probablement moins à l'origine de traumatismes. La tension du TSD est moindre, et sa vitesse de mise en charge aussi. (N. Crevier-Denoix et al. 2009) Une surface plus ferme induit également une extension de l'articulation interphalangienne distale plus brutale. (Nathalie Crevier-Denoix et al. 2009; Crevier-Denoix et al. 2016). On constate ici qu'il est possible d'optimiser les valeurs de critères accidentogènes grâce à notamment l'amorti du sol.

Il a été démontré à plusieurs reprises que la surface sur laquelle les chevaux évoluent est un facteur de risque de blessure chez les chevaux de course. (Henley et al. 2006; Bailey et al. 1998). Les sols sur lesquels les chevaux de dressage et de CSO travaillent sont de qualité variée, et n'ont pas tous les mêmes capacités d'absorption des chocs lors du mouvement. La grande majorité des entraînements et des compétitions se fait tout de même sur des sols relativement amortissants. Si le sol peut être considéré comme un facteur de risque, les atteintes de l'appareil musculosquelettique et articulaire sont surtout la conséquence des contraintes auxquelles ils sont soumis lors du travail. La suite de cette partie permettra d'étudier quels sont les mouvements qui sont demandés aux chevaux de CSO et de dressage et les principales atteintes de la partie distale du membre qui en résultent.

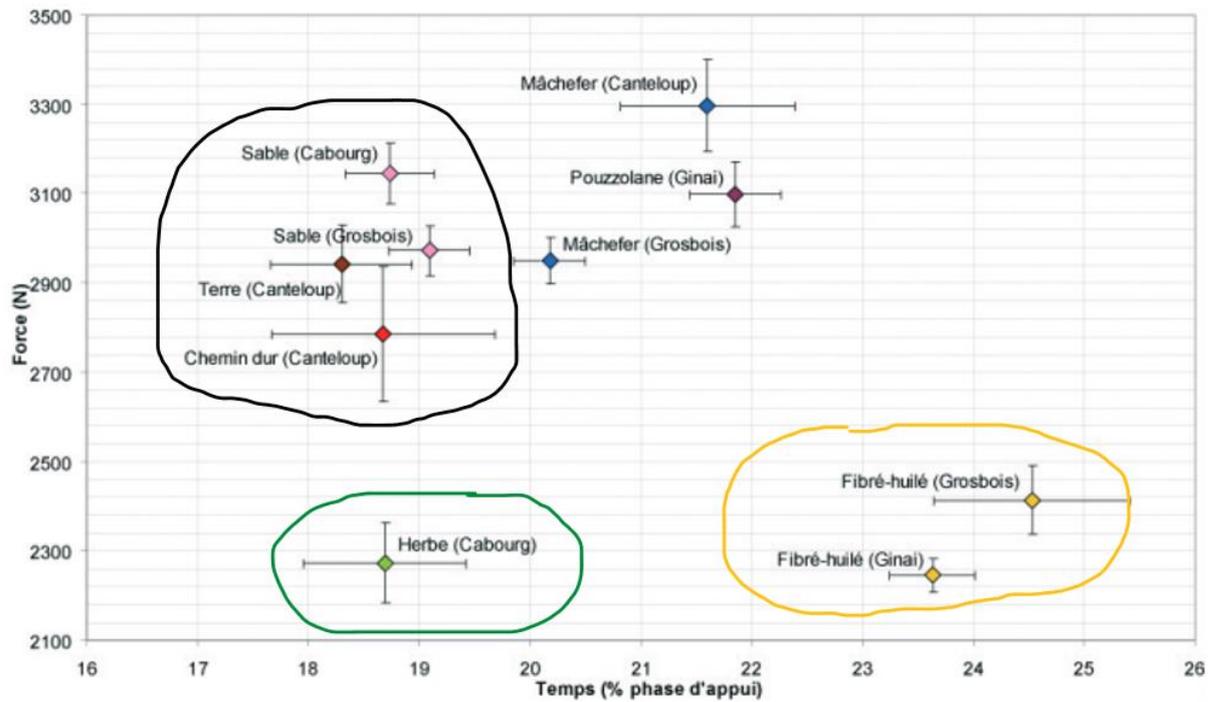


Figure 23 : forces maximales de freinage et instant de survenue au cours de la phase d'appui sur différents sols. CREVIER-DENOIX 2009

Les surfaces entourées correspondent aux surfaces sur lesquelles travaillent les chevaux de dressage et CSO
 Un pic de force plus important et une survenue plus précoce dans la foulée sont des potentiels facteurs de risque de blessures

II/ Nature des mouvements des chevaux de CSO et de dressages et contraintes sur l'appareil locomoteur associées

1. Mouvements particuliers demandés aux chevaux de sport

1.1 Mouvements spécifiques au dressage et facteurs de performance

Les qualités d'allure particulièrement recherchées chez le cheval de dressage sont les capacités à rassembler et à allonger ses allures, de façon à avoir une amplitude de vitesses variées, tout en maintenant une position avec l'avant main plus haut que l'arrière-main.

Un trot de bonne qualité est très recherché chez les chevaux de dressage. Chez les chevaux de haut niveau, la durée de la foulée de trot est plus longue (Holmström, Fredricson, Drevemo 1994). La durée de la phase de suspension est longue, avec une phase de protraction également plus longue, une plus haute élévation du carpe et une flexion du coude plus marquée (Barrey 2008; Clayton, van Weeren 2013). Au niveau de l'arrière-main, la flexion du tarse et du boulet est plus marquée chez les chevaux obtenant de meilleurs scores. (Holmström, Fredricson, Drevemo 1994). Une légère dissociation entre le moment de posé de l'antérieur et du postérieur est remarquée, avec une tendance à avoir des meilleures notes pour les chevaux posant d'abord les antérieurs. Cela leur permet de garder leur centre de gravité plus vers l'arrière-main. (Clayton, Hobbs 2019b)

Au passage, la vitesse est plus lente, et la durée de la foulée plus longue. Le temps de suspension est réduit par rapport à celui du trot, et le contact se fait plutôt avec les postérieurs en premier. L'importance de la collection de l'allure transforme la propulsion vers l'avant en propulsion vers le haut. Le piaffé, qui est un niveau de collection encore supérieur, ne présente pas de phase de suspension et est réalisé sur place à haut niveau. Les durées de phase d'appui sont encore plus longues que pour le passage. (Barrey 2008; Clayton, Hobbs 2019b)

C'est la différence de compression entre membres antérieurs et membres postérieurs qui permet au cheval d'avoir une propulsion plutôt verticale ou horizontale. Les membres postérieurs sont plus comprimés dans des allures nécessitant la propulsion verticale, et les antérieurs dans des allures nécessitant une propulsion vers l'avant (figure 24). Dans tous les cas, les postérieurs ont tendance à une compression plus importante que les antérieurs (Clayton, Hobbs 2019b)

Pour ce qui est du galop, il a été démontré un lien entre les chevaux les mieux notés et leur capacité à conserver une fréquence de foulée stable tout en augmentant leur amplitude (Barrey 2008)

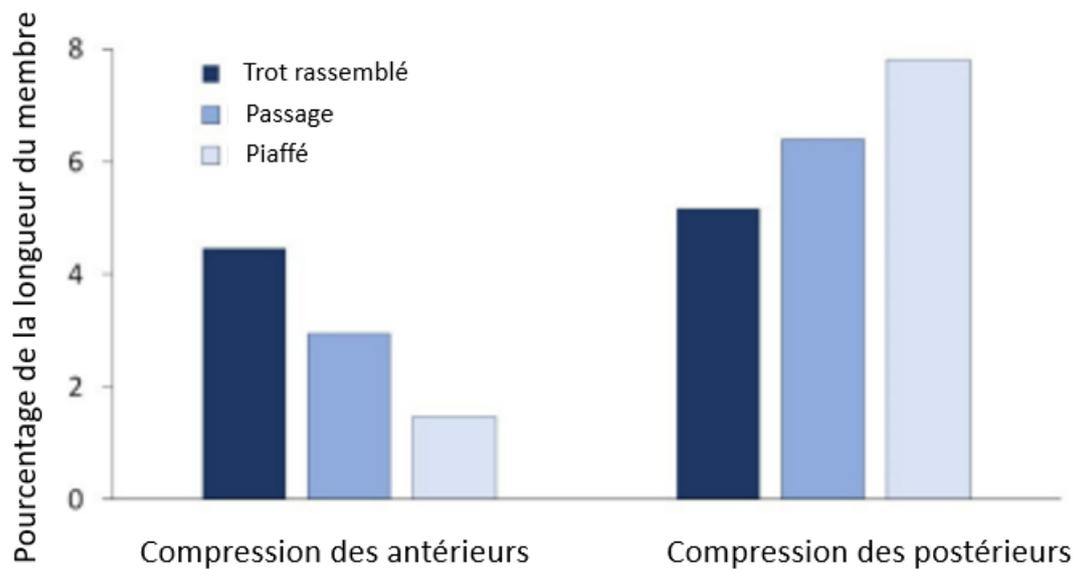


Figure 24 : Compression des membres antérieurs et postérieur au cours du trot, passage et piaffé. CLAYTON, 2014

1.2 Facteurs de performance des chevaux de saut

Les particularités du mouvement du saut ont été étudiées dans leur globalité dans la partie précédente. Pour rappel, le cheval réalise un report de son poids sur son arrière-main de façon à élever son centre de gravité avant de se propulser à l'aide de ses postérieurs, de passer l'obstacle, puis d'atterrir sur ses antérieurs.

Plusieurs études ont démontré que les techniques de saut n'étaient pas exactement les mêmes entre un très bon sauteur et un cheval qui a tendance à faire plus de fautes. Une partie des différences s'observe au niveau de la phase d'approche, au cours de laquelle la vitesse d'arrivée sur l'obstacle doit être optimale, afin d'avoir une vitesse verticale suffisante lors de la propulsion. (Powers 2002). Le placement des postérieurs proche de l'obstacle permet aussi de mieux le sauter (Barrey 2008).

Lors de la phase de propulsion, la position du corps et du centre de gravité n'est pas la même non plus, il est probablement plus bas chez les chevaux ne passant pas les obstacles correctement (Powers 2002; Powers, Harrison 1999). Une accélération verticale suffisante est nécessaire pour passer les obstacles. L'accélération horizontale est transformée en accélération verticale par la propulsion des postérieurs. Un paramètre remarquablement important est le ratio du pic d'accélération entre les postérieurs et les antérieurs. Un cheval qui réussit un saut a un ratio de pic d'accélération antérieur/postérieur inférieur à deux, c'est-à-dire qu'il ne faut pas qu'il freine trop avec ses antérieurs avant de prendre son impulsion (Barrey, Galloux 2010; Barrey 2008).

Pendant la phase au-dessus de l'obstacle, plusieurs parties du corps agissent pour permettre une rotation optimale autour du centre de gravité, mais la vitesse de rotation reste quasiment constante et est déterminée par les phases précédentes. (Galloux, Barrey 1997).

Globalement, une plus faible fréquence des foulées entraîne un parcours avec plus de points de pénalité. L'accélération à l'approche de l'obstacle est aussi nécessaire pour mieux sauter. (Barrey, Galloux 2010)

2. Contraintes spécifiques sur l'extrémité distale de l'appareil locomoteur et affections associées

1.1 Atteintes de l'extrémité digitée plus fréquemment rencontrées chez les chevaux de sport de haut niveau.

Une étude publiée en 2006 (Murray et al. 2006) montre les sites d'atteintes orthopédiques les plus fréquents selon le niveau et la discipline du cheval. Dans la population générale, les sites de lésion de l'extrémité distale du membre les plus fréquents sont le LS avec un peu moins de 14 % des atteintes, et l'os et les ligaments naviculaires qui représentent 12% des atteintes.

Chez le cheval de CSO de haut niveau, on remarque les structures les plus fréquemment atteintes sont le LS, avec une prévalence de d'atteinte de cette région plus élevée que chez le cheval de CSO moyen. Les atteintes du TDPD ainsi que du TDSD sont aussi nettement plus fréquentes que chez les autres chevaux de CSO, et plus fréquentes que dans la population de chevaux de loisirs (figure 25).

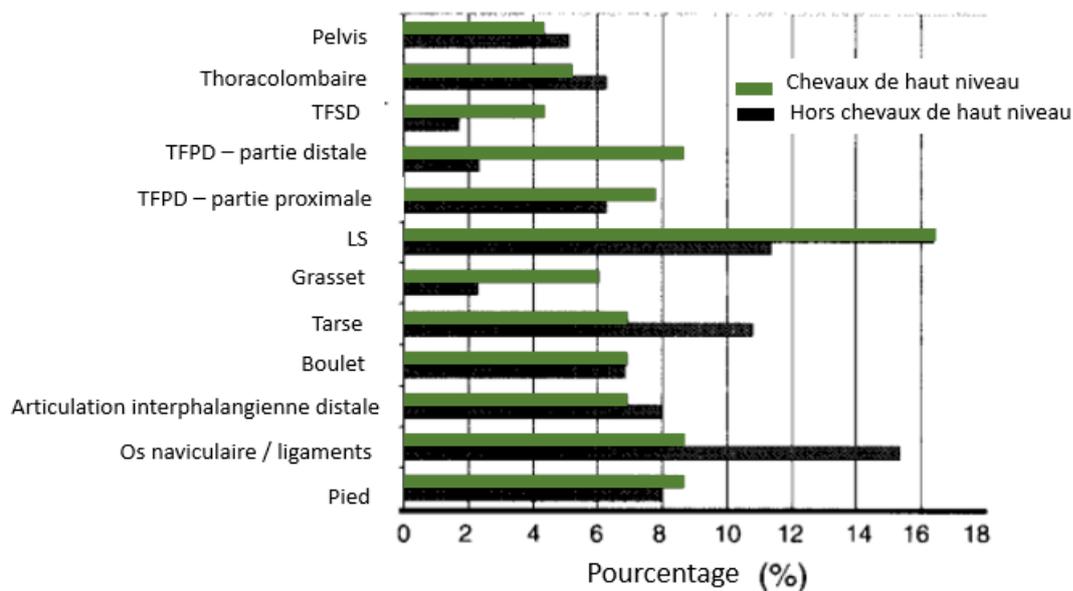


Figure 25 : Proportion de blessure par site anatomique chez les chevaux de saut. MURRAY 2006

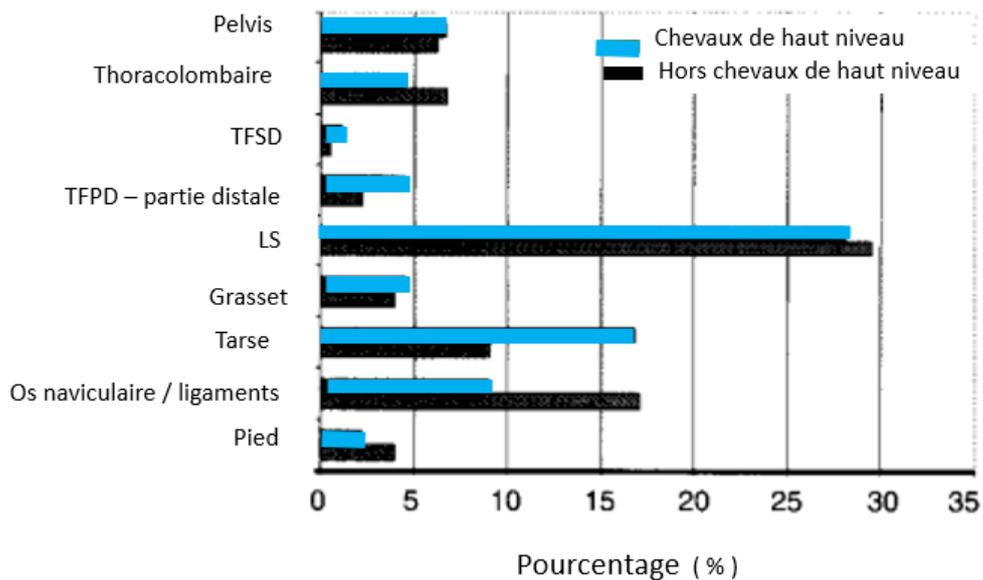


Figure 26 : Proportion de blessure par site anatomique chez les chevaux de dressage. MURRAY, 2006

Chez les chevaux de dressage, la structure la plus fréquemment lésée est le LS, et ce peu importe le niveau du cheval (figure 26).

L'étude de la spécificité des contraintes s'appliquant sur l'extrémité distale du membre lors de la pratique de ces deux disciplines apporte un élément de compréhension de ces différentes fréquences des régions anatomiques atteintes en cas de blessure.

1.1 Contraintes et affections liées à un travail de haut intensité

Parmi les affections chroniques souvent rencontrées chez le cheval de sport, quelle que soit sa discipline, on retrouve l'arthrose. Les sites les plus fréquents d'arthrose au niveau de la partie distale du membre diffèrent selon la discipline du cheval. Chez le cheval de CSO, on retrouve plus souvent de l'arthrose de l'articulation interphalangienne distale, (Dyson 2000) mais l'articulation interphalangienne proximale et l'articulation du boulet sont aussi fréquemment atteintes (Boswell et al. 2011). Chez le cheval de dressage, l'arthrose de l'articulation interphalangienne distale est aussi régulièrement retrouvée. L'arthrose du boulet en revanche est relativement moins fréquente chez les chevaux pratiquant d'autres disciplines.

L'arthrose résulte d'un déséquilibre entre la formation et la dégradation de cartilage articulaire. Les facteurs de risques sont multiples et ne sont pas parfaitement connus, la répétition de traumatismes ou microtraumatismes est chez l'homme un facteur de risque reconnu. (Grange 2007). A l'impact du pied du cheval sur le sol, la décélération et la mise en charge rapide et considérable sur l'extrémité digitée sont indicateurs d'un stress appliqué sur les structures. L'intensité et la rapidité de cette mise en charge sont susceptibles de générer des dommages sur l'os sous-chondral, notamment à cause des vibrations à haute fréquence générées par l'impact (Willemen, Jacobs, Schamhardt 2010).

Les pics de décélération, et donc les contraintes et vibrations générées par l'impact sont d'autant plus importantes que la vitesse du cheval est importante (Gustås et al. 2006). Ces vibrations sont transmises jusqu'au boulet, donc peuvent potentiellement être à l'origine de dommage dans toutes les structures distales à celui-ci.

Les vitesses et intensité de mise en charge du membre sont aussi différentes selon les exercices demandés. Au pas, l'intensité de la force et la vitesse de mise en charge est moindre qu'au trot (figure 27). Au galop, les valeurs diffèrent selon le membre considéré. Pour le premier antérieur qui touche le sol dans la foulée, le pic de FRS vertical est estimé à 14,5 N/kg. (Clayton, Schamhardt 2013; Hilary M. Clayton, Hobbs 2019).

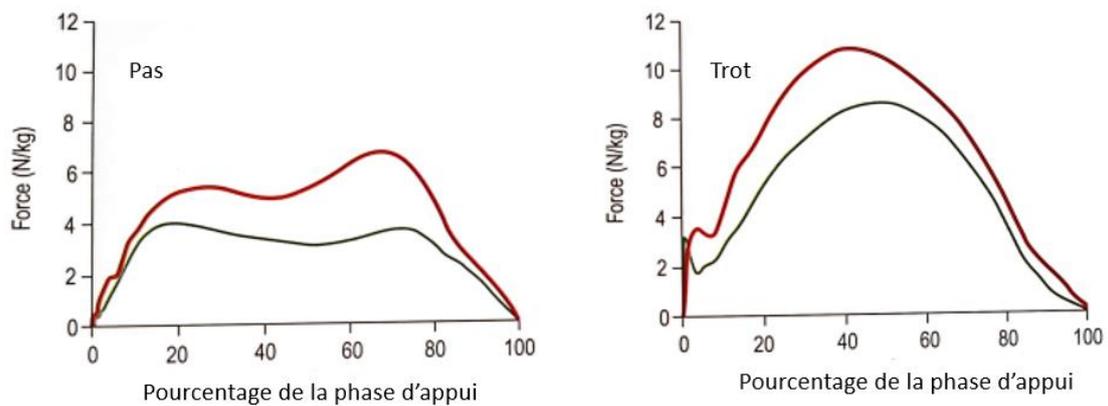


Figure 27 : Forces de réaction du sol verticale au pas et au trot CLAYTON, SCHAMHARDT 2013

Pour le saut, les valeurs de pic de FRS peuvent être encore plus importantes, mais elles dépendent grandement de l'expérience du cheval. La FRS à la réception est légèrement plus faible que celle générée lors de la propulsion. Il a été montré qu'un cheval inexpérimenté sautant 0,80m génère un pic de FRS verticale identique à celui d'un cheval sautant 1,3m avec une bonne technique. (Hilary M. Clayton, Hobbs 2019). Il est donc difficile de généraliser à partir d'un faible nombre de chevaux. Une étude a tout de même mesuré une FRS moyenne de 16,1 n/kg sur le premier antérieur à toucher le sol à la réception d'un obstacle à 1,40m (Crevier-Denoix et al. 2019). Une étude préliminaire sur trois chevaux montre que les forces générées lors de la propulsion augmentent lorsque la hauteur de l'obstacle augmente (Munoz-Nates et al. 2019).

1.3 Contraintes et affection spécifiques du cheval de CSO

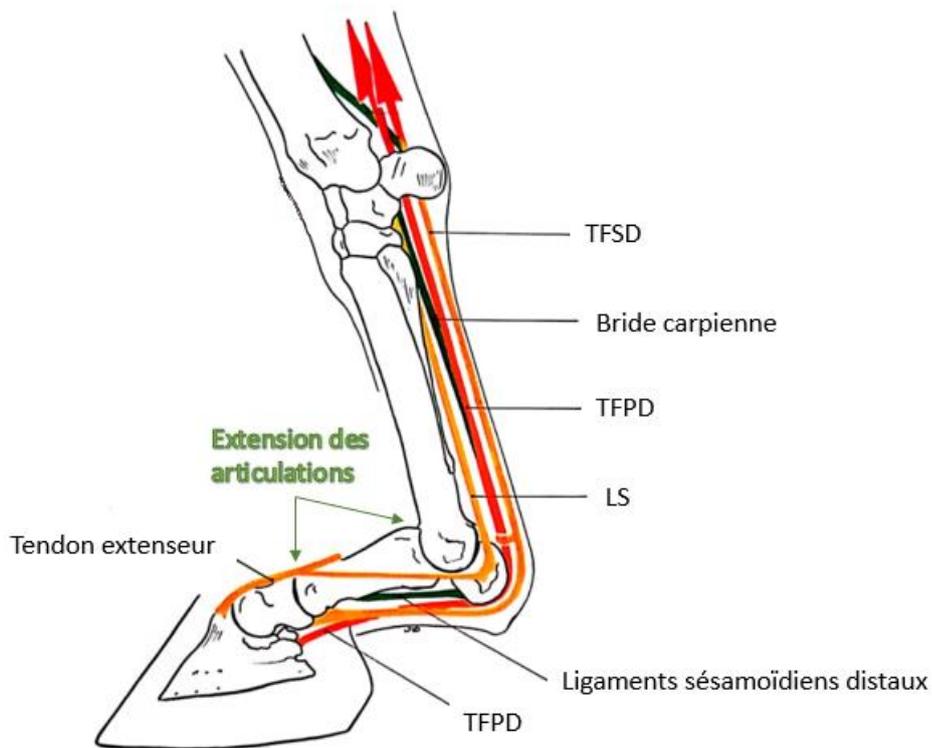


Figure 28 : Contraintes sur les rayons métacarpo-phalangiens à la réception.
DENOIX, 2014

La réception d'un obstacle induit de fortes tensions sur le segment métacarpo-phalangien, et en particulier sur le LS et le TFSD (figure 28) (Denoix 2014).

Les forces de tension appliquées au tendon au cours de la réception ont été estimées, et elles diffèrent non seulement dans leur valeur mais aussi dans leur vitesse d'application. Les forces les plus importantes ont été calculées dans le LS et dans le TFSD. Les pics de ces forces sont atteints au milieu de la phase de support, tandis que le pic de force dans le TFPD est atteint plus tardivement. Comme expliqué plus tôt, ces forces estimées se rapprochent des forces maximales que peuvent supporter les tendons, déterminées in vitro. (Meershoek et al. 2001)

Les importantes forces générées par l'impact ainsi que la vitesse de mise en charge du membre expliquent la fréquence plus élevée d'atteintes du TFSD. Les forces appliquées sur le LS sont moins importantes relativement à la résistance de ce ligament. La haute fréquence de lésions du LS pourrait s'expliquer par la fatigue du TFSD, en particulier lorsque les obstacles sont hauts. Il a été démontré chez les chevaux de course que la charge du LS augmente en cas

de fatigue du TFSD. (Johnston et al. 1999)

De la même façon, la charge de la bride carpienne augmente en cas de fatigue du TFPD, ce qui pourrait expliquer la fréquence de lésion de ce qui est considéré comme la partie proximale du TFPD dans l'étude précédemment citée. (Murray et al. 2006)

1.4 Contraintes et affections spécifiques du cheval de dressage

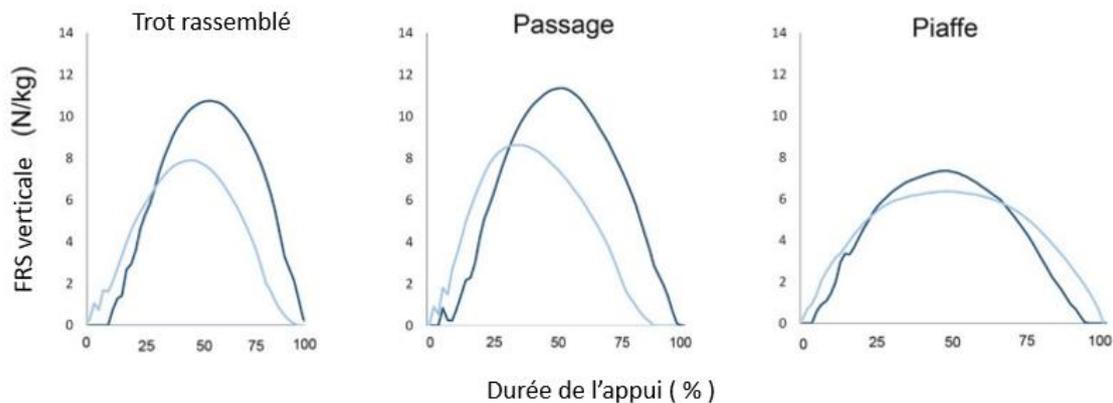


Figure 29 FRS verticale lors des allures rassemblées. CLAYTON, 2014

L'amplitude des pics de FRS est nettement moindre dans les allures collectées des chevaux de dressage que lors de réception d'obstacle pour les chevaux de saut (figure 29). Les vitesses des chevaux sont aussi nettement moins importantes. En revanche, les charges appliquées sur l'extrémité distale du membre le sont pendant une durée relativement plus longue au cours de la foulée (tableau I).

Les foulées de passage et piaffé sont nettement plus longues que les foulées de trot, avec des durées de phase d'appui des membres postérieurs notamment qui sont considérablement allongées, jusqu'à n'avoir plus de phase de suspension lors du piaffé (Holmström, Fredricson, Drevemo 1995).

Chez les chevaux de haut niveau, la compression du jarret ainsi que l'angle que fait le pelvis avec l'horizontale sont nettement plus importants que chez les chevaux moins bons, reflétant probablement une compression majorée de tout le membre chez les chevaux ayant de bons résultats. (Holmström, Drevemo 1997). Cette durée d'application des contraintes est probablement le phénomène expliquant la fréquence importante de lésions du LS chez les chevaux de dressage de haut niveau, qui touche particulièrement les postérieurs.

Tableau 1 : Durée de la foulée et importance de la phase d'appui des postérieurs.
HOLMSTROM, 1995

Allure	Durée de la foulée (s)	Proportion de la phase d'appui (membres postérieurs, en % de la foulée)
Trot moyen	0,798	33,5
Passage	1,036	35,4
Piaffé	1,087	41,2

Chez les chevaux de moins bon niveau, les lésions du LS sont plus fréquemment rencontrées sur les antérieurs. Cela pourrait s'expliquer par une force musculaire insuffisance pour limiter la descente du boulet sur les antérieurs. Les chevaux de haut niveau étant mieux préparés musculairement, les lésions du suspenseur se retrouvent plus fréquemment sur les postérieurs, où les contraintes sont plus importantes lors de mouvements plus rassemblés (Murray, Juli M. Walters, et al. 2010).

3eme partie : conséquences du travail pieds nus sur l'appareil locomoteur

Les deux premières parties ont permis une compréhension des contraintes biomécaniques particulières s'exerçant sur l'extrémité distale du membre du cheval de dressage et de CSO au travail. Ces contraintes sont la conséquence des mouvements demandés aux chevaux et des terrains sur lesquels ils évoluent. Cette dernière partie a pour objectif d'étudier, compte tenu de ces contraintes, les avantages et les limites du travail des chevaux de sport pieds nus.

I/ Modification de la biomécanique de l'extrémité digitée

1. Modifications des contraintes sur les structures anatomiques de l'extrémité digitée

L'étude des sols sur lesquels le cheval de sport évolue a permis de constater qu'il existe plusieurs critères de risques accidentogène applicables aux sols, qui sont notamment des conséquences de la capacité d'amortissement du sol (Nathalie Crevier-Denoix et al. 2009). En étudiant le fonctionnement biomécanique du pied du cheval, il est possible de prendre conscience de l'importance du fonctionnement du pied dans les phénomènes d'amortissement et de dissipation des vibrations consécutives à l'impact du pied avec le sol. L'objectif de cette partie est d'étudier en quoi le fer peut faire entrave au fonctionnement naturel du pied, et si cela peut entraîner des conséquences sur les facteurs de risques de lésions.

1.1 Déformations du pied nu par rapport au pied ferré

La pose d'un fer classique consiste à le fixer à la paroi du sabot à l'aide de clou. La présence de ces clous dans la paroi et l'adhésion du pied au fer sont décrites comme étant à l'origine d'un empêchement de l'expansion de la paroi du pied. (Dyhre-Poulsen et al. 1994; Mieszkowska et al. 2021).

Les effets exactes de la ferrure sur les modifications des mouvements du pied ont été recherchés dans plusieurs études. En mesurant les forces de tension superficielles de la paroi

du sabot, Thomason en a déduit que l'amplitude de la force principale de compression n'est pas beaucoup changée. L'orientation des forces de tension est cependant modifiée, montrant que les déformations en trois dimensions du pied sont modifiées lorsqu'il est ferré, et que les modifications touchent principalement les quartiers dont l'expansion est limitée. (Thomason 2010).

Dans cette étude, aucun marqueur n'est placé au niveau des talons, et le marqueur le plus palmaire se situe au niveau de la face latérale du pied. Or, les théories expliquant les phénomènes d'absorption des chocs dans le pied soulignent l'importance de l'écartement des talons lors de l'appui. (Dyhre-Poulsen et al. 1994). La mesure de l'élargissement des talons sur un pied ferré et sur un pied non ferré est l'objet d'une étude réalisée en 2019, et a permis de mettre en évidence une différence notable d'expansion des talons (figure 30). En effet, sur un pied ferré avec une ferrure classique, une diminution de 36,3 % de l'écartement des talons est obtenue. La contraction des talons, qui est le phénomène inverse et qui a lieu lorsque le cheval lève le pied du sol, est aussi significativement diminuée sauf au galop (Brunsting et al. 2019).

Le type de fixation et le positionnement des pinçons du fers induisent des limitations de déformations différentes sur la paroi du pied. Si les pinçons sont positionnés sur les côtés, la déformation n'est que de 25 à 50µm, tandis que si le pinçon est positionné en pince, les déformations mesurées sont comprises entre 100 et 257 um (Hinterhofer, Stanek, Haider 2001).

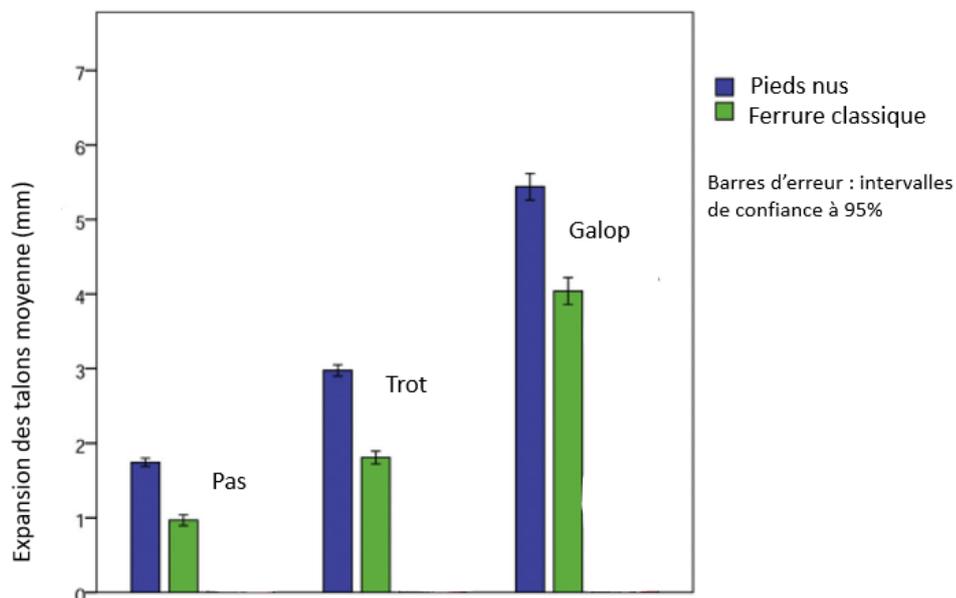


Figure 30 : expansion des talons, pied ferré et pied nu. D'après BRUNSTIN, 2019

Les différences de mouvement du pied, bien que minimales en face dorsale, sont considérables au niveau des talons, qui jouent un rôle important dans le phénomène d'amortissement des chocs.

1.2. Atténuation du choc de l'impact par un pied nu par rapport à un pied ferré

a. Accélération horizontales et verticales et force de freinage horizontale

Les paramètres qui ont été identifiés comme potentiels facteurs accidentogènes dans les études sur l'amortissement des sols lors de l'impact sont les pics de décélération et les forces maximales de freinage qui s'appliquent sur le pied.

Plusieurs études ont montré que le pic de décélération est plus important chez un cheval ferré avec des fers classiques que chez un cheval pieds nus. Sur un sol dur, l'accélération verticale du pied était en moyenne de $688\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ pour un pied ferré et de $504\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ pour un pied non ferré (Back, Van Schie, Pol 2006). Il n'a cependant pas été possible de mettre en évidence une différence statistique. Dans une autre étude, où l'accélération a été mesurée au niveau de P1 et non pas du sabot, les décélérations verticales et horizontales sont aussi d'amplitude plus importante lorsque le pied est ferré. (Dyhre-Poulsen et al. 1994).

Ces données laissent penser que le pied nu permet une amplitude de décélération plus faible, et donc une décélération plus progressive du pied lors de la phase de freinage.

b. Atténuation des vibrations

Comme expliqué précédemment, les vibrations causées par le choc de l'impact sont suspectées d'être un facteur favorisant le développement d'arthrose dans les articulations interphalangiennes distales et l'articulation métacarpo-phalangienne notamment, et moins dans les articulations plus proximales puisqu'elles ne sont plus mesurables plus proximement.

La fréquence des vibrations mesurée au niveau de P1 est plus élevée lorsque le cheval est ferré que lorsqu'il est pieds nus : 155 Hz contre 185 Hz en moyenne dans les mêmes conditions (Dyhre-Poulsen et al. 1994). Les répercussions au niveau de l'articulation

métacarpo-phalangienne sont cependant relativement faible car l'atténuation des vibrations se fait principalement distalement à cette articulation (Willemen, Jacobs, Schamhardt 2010).

Ainsi, le port de fers induit des vibrations d'une plus haute fréquence et d'une plus grande amplitude dans le pied (Back, Van Schie, Pol 2006). La répétition de ces impacts joue un rôle potentiellement important dans le développement de l'arthrose, en particulier sur les articulations interphalangiennes, qui sont des affections fréquemment reconcentrées chez les chevaux de sport.

1.3. Conséquences sur les forces appliquées aux structures lors de la phase d'appui

a. Conséquence sur les forces de réaction du sol

Au cours de la foulée, c'est lors de la phase d'appui que la force de réaction du sol est maximale, générant des tensions dans les différents tendons qui sont aussi maximales au milieu de la phase d'appui ou légèrement plus tard.

Si la forme de la courbe de la FRS en fonction de la durée de la foulée est similaire, les valeurs de FSR maximales obtenues au trot sont légèrement plus importantes pour un pied ferré que pour un pied non ferré (figure 31) (Panagiotopoulou et al. 2016). Les résultats de plusieurs études sont en faveur avec ce constat, même si aucune n'a montré par des analyses statistiques une différence significative. (Roepstorff, Johnston, Drevemo 2010)

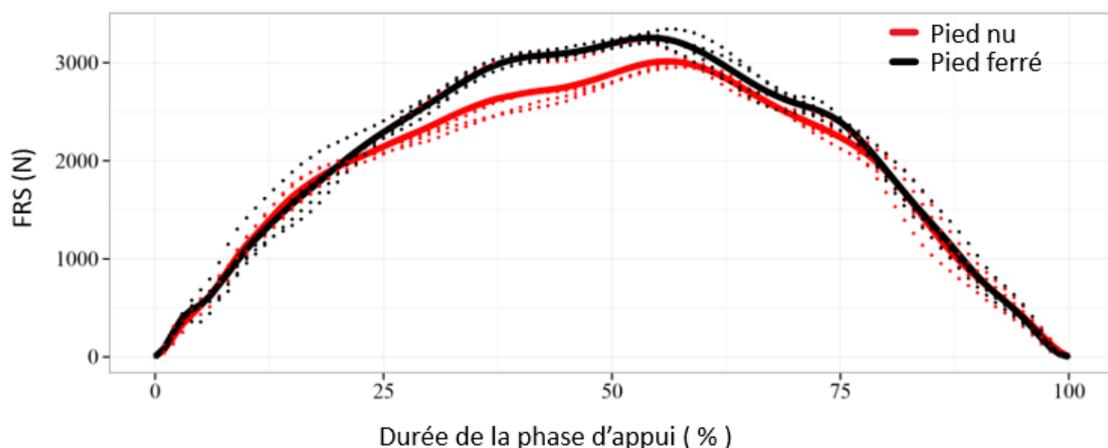


Figure 31 : FRS verticale, pied ferré et pied nu. PANAGIOTOPOULOU, 2016

Une des explications pour cette différence de FRS verticale est que les mouvements du tronc sont moins haut verticalement lorsque le cheval n'est pas ferré. (Willemen, Savelberg, Barneveld 1999).

b. Répercussions sur la charge des tendons

Plusieurs études se sont intéressées au lien entre ferrure et tension dans les tendons.

Une étude sur le lien entre la ferrure et les tensions du TFPD sur l'os naviculaire montre que les forces exercées sur l'os naviculaire sont 14 % moins élevées chez un cheval pied nus que chez un cheval qui porte une ferrure classique. Cela pourrait s'expliquer par le fait que les FRS verticales sont moins importantes lorsque le cheval n'est pas ferré, et induirait une différence du moment de forces au niveau de l'articulation du pied. (Willemen, Savelberg, Barneveld 1999). Les lésions de type atteinte naviculaire sont des lésions fréquentes, mais les chevaux de dressage et de CSO de haut niveau ne sont pas plus à risque que la population générale.

Sur terrain souple, la comparaison entre les angles articulaires montre que lorsqu'un cheval est ferré des antérieurs, l'extension du boulet antérieur est plus importante que lorsqu'il est ferré des quatre pieds. Ce type de ferrure pourrait être un facteur de risque d'atteinte de l'appareil suspenseur du membre antérieur, par rapport un cheval non ferré. L'hypothèse principale pour expliquer ce phénomène donnée par les auteurs serait un déplacement du centre de gravité du cheval vers l'avant, justifié par un enfoncement moindre des talons des postérieurs qui s'écartent plus lorsque le pied n'est pas ferré (Caure et al. 2018).

Cependant, une autre étude montre que chez les chevaux de dressage, seul le ferrage des postérieurs uniquement est facteur de risque significatif de boiterie, et pas le ferrage des antérieurs uniquement (Murray, Juli M. Walters, et al. 2010).

Une hypothèse serait que l'écartement des talons empêche leur enfoncement relatif à la pince impliquerait effectivement une plus grande mise en tension du TFSD et du LS, par relâchement de la tension sur le TFPD (Crevier-Denoix et al. 2013). Si au contraire l'écartement des talons permet une plus grande descente des talons relativement à la pince, il permettrait de relâcher les tensions appliquées sur le TFSD et le LS. Or, d'après l'étude sur le lien entre ferrure et tension dans le TFPD, il y aurait plutôt moins de tension dans le TFSD lorsque le pied est nu, et une augmentation de la tension des structures les plus à risque de blessure chez les chevaux de sport et de dressage (Willemen, Savelberg, Barneveld 1999). Cependant, une autre étude quantifiant la tension des tendons a montré que les fers en aluminium, sans matériel de compactage, augmentent la tension du TFSD sur les membres antérieurs (Ault et al. 2015).

Il est donc difficile de conclure sur l'effet du port de fers sur les tensions dans les tendons, et sur leur potentiel à être un facteur de risque des affections tendineuses les plus fréquentes du cheval de sport.

c. Importance de la notion d'amortissement dans la prévention des blessures

Les projets de recherche sur l'impact de la dureté des sols mettent en évidence l'importance de travailler un cheval sur une piste souple dans le but de prévenir les affections ostéoarticulaires et tendineuses. Le projet SafeTrack, mené par Nathalie Crevier-Denoix, étudie le lien entre la survenue des lésions de l'appareil locomoteur et la souplesse des sols, et donc leur amortissement. Des chevaux de courses ont été séparés en deux groupes, la moitié a été entraînée sur piste dure, non arrosée et non hersée, et l'autre moitié sur piste plus souple. (Crevier-Denoix et al. 2015)

Il en ressort que la fréquence et la gravité des lésions sont plus importantes sur un sol dur. La moitié des chevaux entraînés sur sol durs présente des tendinopathies du TFSD, tandis qu'aucune lésion du TFSD n'a été observée sur les chevaux entraînés sur sol souple. Les densifications et contusions osseuses remarquées à l'IRM sont aussi plus fréquentes et plus importantes chez les chevaux entraînés sur sol dur.

Les caractéristiques biomécaniques de la piste dure sont un choc de l'impact plus élevé, une vitesse de mise en charge du membre plus rapide, et des FRS plus élevées. Ce sont des caractéristiques qu'on tend à retrouver chez un pied ferré par rapport à un pied nu, mais l'effet d'un entraînement pied nu par rapport à un entraînement ferré sur le long terme n'est pas connu.

1.4. Conséquence sur la circulation sanguine du pied

Comme expliqué plus tôt, le mouvement du cheval conditionne une circulation sanguine optimale dans le pied. Ceci s'explique par plusieurs phénomènes. Tout d'abord, lors de la phase de posé et de l'appui, les déformations de la boîte cornée, qui se répercutent aux cartilages unguulaires, induisent une poussée du sang hors du pied, notamment par compression des plexus veineux de la face médiale des cartilages unguulaires (Davies 2007b; Chateau et al. 2007). Il y a ensuite relativement peu de variation du flux sanguin lors de la suite de la phase d'appui, jusqu'au levé du membre où le sang retourne dans le pied car les tissus sont moins comprimés et qu'une force centrifuge s'applique (Davies 2007b).

L'augmentation de la pression veineuse, à l'origine de la chasse du sang du pied vers le reste du membre, pourrait être affectée par l'expansion des talons. En effet, cette expansion permet le mouvement des cartilages unguulaires qui sont à l'origine de l'augmentation des flux sanguins. Il est possible que la capacité qu'ont les talons à s'écarter joue un rôle dans le maintien d'une circulation sanguine correcte dans le pied. Le lien direct entre écartement des talons et circulation sanguine optimale n'est pour l'heure pas connu, mais il est possible de penser qu'en diminuant l'écartement des talons, comme c'est le cas lorsque le pied est ferré, le fonctionnement de ce mécanisme soit altéré (Davies 2007b; Yoshihara et al. 2010). Une circulation sanguine optimale pourrait aussi améliorer le mécanisme d'absorption des chocs et réduire les vibrations potentiellement traumatisantes pour les structures osseuses (Clayton et al. 2011).

2) Modification de l'allures apportées par le ferrage

2.1 Modifications de la vitesse de l'allure

Dans le monde des courses, le déferrage pour une course est une pratique courante permettant l'amélioration des performances en course, et soumise à une réglementation afin de limiter le risque de lésions induites par un déferrage trop fréquent (Moreau 2017).

Si la vitesse n'est pas, dans le dressage, le plus important facteur de performance, elle l'est dans les compétitions de saut d'obstacle de haut niveau. En effet, le temps est décompté au centième de seconde près. Une durée maximale de parcours est définie, au-delà de laquelle le cavalier reçoit des points de pénalité. Les compétitions se déroulent en plusieurs épreuves, et en cas d'égalité en nombre de point de pénalité à la finale, une épreuve dite de barrage est disputée, et à nombre de points de pénalité égal, c'est le cavalier le plus rapide qui remporte l'épreuve. Une très légère variation de vitesse a donc des conséquences importantes sur le résultat final du cheval (Fédération Equestre Internationale 2022).

Si au pas et au trot moyen le port de fers n'a pas de différence significative sur la vitesse et la durée de la foulée (Caure et al. 2018), ce n'est pas le cas lorsque les vitesses de déplacement deviennent plus importantes. Les résultats d'une étude menée sur des trotteurs montrent qu'il existe une différence significative de durée de la foulée entre un cheval ferré et un cheval pieds nus, avec une durée moyenne d'une foulée de 694ms pour un cheval pied nus contre 706 ms pour un cheval ferré (Willemen, Savelberg, Barneveld 1997). Dans cette étude, les chevaux trottaient à une vitesse de 4m/s. C'est une vitesse inférieure à la vitesse minimale

définie pour un parcours de saut d'obstacle en compétition internationale, qui est établie à 325m/min soit environ 5,4m/s (Fédération Equestre Internationale 2022). On peut penser que bien que cette différence de vitesse soit relativement faible, elle peut être plus marquée à la vitesse à laquelle se déplacent les chevaux durant leurs parcours. Cependant, cela reste hypothétique car la mécanique du galop n'est pas la même que celle du trot, et l'influence du port de fers pourrait ne pas être la même. De plus, la tracé est très important, et le cheval doit avoir suffisamment d'ancrage au sol pour faire des courbes serrées à ces vitesses.

2.2 Modifications du mouvement des membres lors de la foulée

La ferrure est classiquement utilisée comme un outil pour améliorer les allures des chevaux dans certaines disciplines. C'est le cas notamment chez les chevaux islandais et les Tennessee Walking Horses, où les chevaux les mieux notés présentant notamment une élévation exagérée des membres antérieurs (Waldern et al. 2013; Everett et al. 2018).

Chez les chevaux de sport, ces méthodes de ferrure ne sont pas utilisées. Le port d'un fer simple, par rapport à un pied nu, induit tout de même des modifications de mouvements du membre au cours de la foulée, bien que ces modifications soient relativement moins importantes que chez les chevaux islandais ou les Tennessee Walking Horse. Le mouvement est principalement modifié lors de la phase de soutien. Ceci s'explique par l'augmentation de la masse de la partie distale du membre lorsque le pied est ferré (Wilson, Weller 2011). Cette augmentation de la masse entraîne une augmentation de l'inertie. L'inertie se définit comme la résistance qu'un corps oppose au mouvement, et elle augmente lorsque la masse augmente. Cela va modifier le mouvement de balancier qu'a le membre lors de la phase de soutien (Willemen, Savelberg, Barneveld 1997).

Chez les chevaux qui portent des fers, les mouvements de certaines articulations sont modifiés. C'est le cas notamment du carpe, qui va plus se fléchir pendant la phase de soutien chez un cheval ferré. Son maximum d'extension est atteint plus tard que lorsque le pied est nu (figure 32). De la même façon, le boulet va lui aussi plus se fléchir pendant la phase de soutien. Le sabot n'a pas la même trajectoire dans le plan sagittal lorsque le pied est ferré. La hauteur maximale du pied antérieur est plus de 70 % plus élevée sur un pied ferré (Willemen, Savelberg, Barneveld 1997). Les modifications d'allure apportées par le port de fers sont relativement moins importantes sur les postérieurs que sur les antérieurs (Caure et al. 2018).

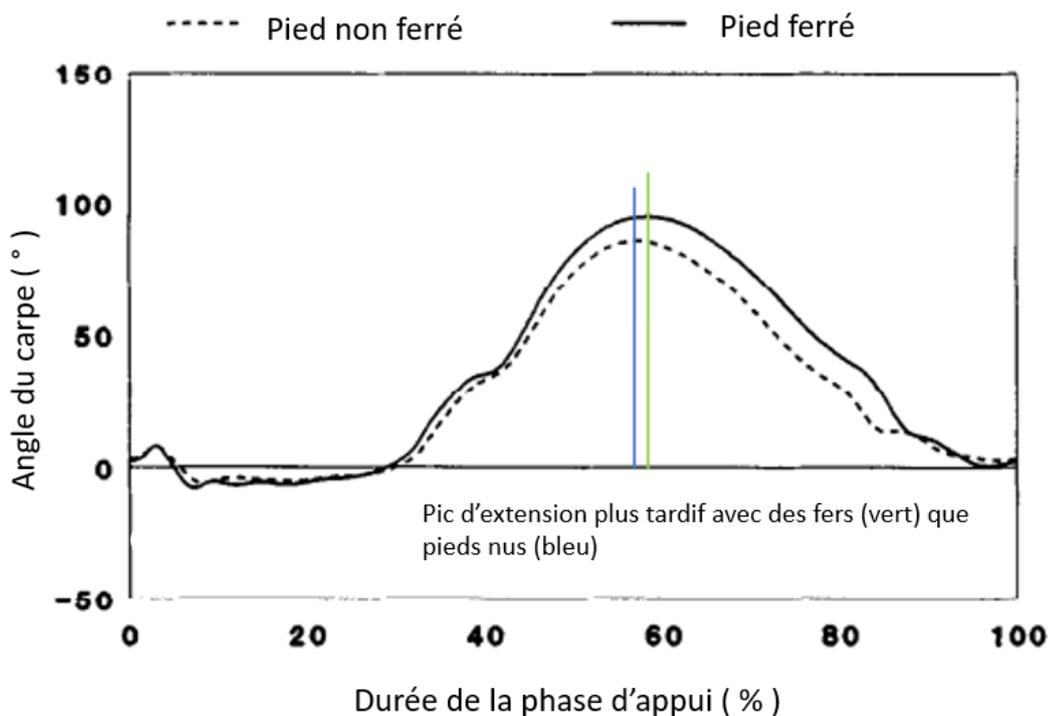


Figure 32 : Angle du carpe, pied ferré et pied nu. D'après WILLEMEN, 1997

Les modifications lors de la phase d'appui sont principalement des modifications des paramètres d'étude cinétique qui ont déjà été évoqués avant, notamment les forces de réactions du sol verticales. Pendant la phase d'appui, une rotation palmaire du sabot non ferré par rapport au sabot ferré a pu être observée, qui pourrait s'expliquer par l'écartement des talons plus importants sur le pied nu (Roepstorff, Johnston, Drevemo 2010). Cette observation a cependant été réalisée sur un sol dur, et n'est pas forcément extrapolable sur un sol mou où l'écartement des talons permettrait un moindre enfoncement des talons par rapport à la pince (Caure et al. 2018).

Le port de fers permet d'obtenir un trot plus animé, avec des angles articulaires plus importants et une élévation du pied plus importante, ce qui est une caractéristique recherchée dans un certaine mesure en dressage. Cependant, ces modifications de la foulée n'impliquent pas une augmentation du mouvement en avant du membre, car l'angle de protraction maximal diminue avec le ferrage (Willemen, Savelberg, Barneveld 1997). C'est pourtant aussi une caractéristique d'allure recherchée chez le cheval de dressage. Il y a donc un aspect

d'amélioration de l'allure avec des fers, mais aussi une dégradation du mouvement en avant du membre.

II/ Limites du travail pieds nus chez le cheval de sport

Si les fers sont aujourd'hui parfois utilisés pour améliorer les performances des chevaux, leur rôle premier est de protéger les sabots d'une usure trop importante lorsque le cheval évolue sur des surfaces abrasives. C'était notamment le rôle des hipposandales que les Romains fixaient aux pieds des chevaux (Back, Pille 2013). Le second rôle principal des fers fut ensuite de prévenir les glissements des chevaux de travail sur les différentes surfaces sur lesquelles ils évoluaient (Pardoe et al. 2001).

Même si le rôle du cheval de sport et les surfaces de travail sont bien différents aujourd'hui, ces caractéristiques de protection et de support à la traction sont toujours au cœur de l'importance de la ferrure (Balch, Butler, Collier 2010).

1. Conséquences du travail pied nus sur les affections de la boîte cornée

1.1 L'usure de la boîte cornée chez un cheval au rythme de travail soutenu

a. Etude de l'usure de la boîte cornée chez les trotteurs

Le déferrage est une pratique courante chez les chevaux de courses, et les études concernant les conséquences du déferrage sont réalisées sur des trotteurs et donc dans les conditions dans lesquelles les trotteurs sont entraînés, c'est-à-dire que le déferrage est réalisé uniquement pour la course et que les chevaux s'entraînent ferrés.

Une étude réalisée en 2014 a évalué notamment l'usure de la boîte cornée chez des chevaux trotteurs déferrés trois fois à 15 jours d'intervalle pour une course 2800m sur sable (Denoix et al. 2014). Les résultats montrent que l'usure de la paroi en pince correspond à la longueur produite par 3,5 semaines de croissance sur les antérieurs et 5 semaines de croissance sur les postérieurs en moyenne pour un déferrage. L'usure de la sole est aussi plus marquée chez les chevaux déferrés. Les valeurs maximales d'usure induisent l'apparition de situation à risque.

Les chevaux de saut et de dressage s'entraînent sur des surfaces relativement abrasives, principalement du sable ou du sable avec des matières artificielles ajoutées ou en extérieur, et leurs entraînements sont fréquents dans la semaine. L'usure de la boîte cornée est un paramètre à prendre en compte pour garantir un confort optimal à l'animal. Les résultats de cette étude montrent que l'usure de la boîte cornée n'est pas la même pour tous les

chevaux, et souligne que l'étude de paramètres individuels tels que la qualité de la corne du sabot serait pertinente. Certains chevaux pourraient éventuellement présenter des caractéristiques individuelles leur permettant d'évoluer pieds nus sans une usure trop importante de la corne.

b. Limites de l'interprétation de cette étude chez un cheval de sport

Il existe tout de même des nuances importantes entre la pratique du déferrage en course et la pratique pieds nus rencontrées chez les chevaux de sport. Les chevaux de sport ne sont généralement pas déferrés juste pour l'épreuve. Les fers étant généralement attachés avec des clous, la paroi est potentiellement fragilisée par le passage de ces clous (Balch, Butler, Collier 2010).

Chez les chevaux sauvages, il a été montré que le pied s'adapte à son environnement, en changeant de forme en fonction de l'environnement. On peut donc penser que chez un cheval de sport fonctionnant toujours pied nus, le pied montrera des adaptations en conséquence. Ces adaptations sont tout de même limitées, car chez les populations de chevaux sauvages parcourant de longues distances sur des sols plus durs, certains chevaux montrent des signes d'usage excessif de la boîte cornée, et ces chevaux ont tendance à avoir des affections de pieds plus sérieuses (Grenager, Orsini 2012). De plus, les chevaux sauvages passent une grande partie de leur temps à se déplacer, tandis que les chevaux de sport évoluent environ une heure par jour sur leur terrain d'entraînement. Cette durée pourrait être insuffisante pour permettre au pied de s'adapter à son environnement.

Les pieds des chevaux domestiques sont aussi la conséquence de l'environnement de vie des chevaux. Les chevaux vivants dans des boxes moins régulièrement nettoyés auront tendance à avoir des pieds plus fragiles, car la corne pourrait être abîmée par l'urine accumulée (Budzinska-Wrzesien, Wrzesien 2005; Valášek, Müller, Jamelská 2015). La possibilité pour le cheval de se déplacer permet de former une corne de meilleure qualité, plus dure. Il n'y a cependant pas de lien confirmé entre le mode de vie du cheval, au pré ou en box, et la résistance de la corne à l'abrasion (Valášek, Müller, Jamelská 2015).

S'il a été démontré que le déferrage des trotteurs induit une usure parfois dangereuse de la corne, il est possible que le pied d'un cheval vivant constamment pied nu soit plus habitué à cette condition et moins fragile. Les variations individuelles peuvent être importantes en termes d'usure du pied, et l'utilisation de protections contre l'usure excessive des pieds chez

les chevaux de sport de haut niveau en montrant le besoin reste donc primordiale pour le bien être du cheval.

1.2 Lésions pouvant être associées au déferrage

a. Lésions de la boîte cornée

L'érosion de la sole plus importante chez un pied déferré que chez un pied prédispose le cheval à l'apparition de bleimes et de contusions solaires. Les chevaux à pied plats et à la sole naturellement fine, comme c'est le cas chez de nombreuses races de chevaux utilisés notamment pour le saut sont plus sensibles à ce type d'affections. Le simple fait que leur poids soit important suffit à leur provoquer des contusions, et ce phénomène est amplifié lors de chocs répété et sur terrains plus durs, notamment en extérieur (Balch 2007; Baxter, Stashak 2011). Les artères et veines du pied forment un plexus entre la sole et P3, ce qui explique que le pied présente facilement des bleimes si la sole porte le poids du cheval de façon trop importante (Baxter, Stashak 2011).

Un défaut de conformation souvent retrouvé chez les chevaux de sport est une pince longue associée à des talons fuyants. Cette conformation pourrait aussi expliquer une prédisposition de ces chevaux à l'apparition de contusions solaires (Balch, Butler, Collier 2010; Balch 2007), et être un facteur de risque pour les lésions graves de l'appareil suspenseur (Balch, Helman, Collier 2001). Au cours d'une étude visant à évaluer les changements morphologique du pied chez des chevaux maintenus pieds nus, il a été montré qu'au bout d'une période de 16 mois, les talons se sont significativement redressés (Clayton et al. 2011).

Si les chevaux de sport ont une sensibilité plus importante aux contusions solaires à cause de la morphologie de leurs pieds, les garder pieds nus sur le long terme peut aider à améliorer certains défauts de morphologie et potentiellement aider à diminuer leur sensibilité. Cela implique probablement une période de transition où le pied du cheval est plus sensible, et donc le travail à adapter, ce qui ne coïncide pas forcément avec les échéances sportives prévues.

b. Lésions ostéoarticulaires et tendineuses

L'étude portant sur l'impact du déferrage chez les trotteur décrit aussi les lésions ostéoarticulaires et tendineuses qui ont été recherchées. Un examen scintigraphique est

réalisé après l'épreuve. Le lendemain des épreuves, un examen échographique ainsi qu'un examen d'imagerie par résonance magnétiques des antérieurs sont réalisés. Les lésions recherchées étaient pour l'examen échographique des signes de signes d'inflammation synoviales, pour l'examen scintigraphique des signes d'inflammation osseuse, et pour l'examen d'imagerie par résonance magnétique des signes d'œdème osseux et d'inflammation des tissus mous.

Les lésions mises en évidence par les différents examens d'imagerie ont montré que les répercussions du déferrage sur les structures profondes ont lieu surtout sur les os, et montrent une inflammation modérée de la phalange distale (Denoix et al. 2014). Même si des études montrent que l'amortissement du choc se fait mieux sur un pied non ferré, ces données permettent de s'interroger sur la possibilité d'extrapoler le résultat d'études réalisés sur un cheval, sur un tapis, à un cheval de sport au travail. La sole est la première ligne de défense de P3, (Foor 2007a) et son amincissement important noté dans l'étude sur les chevaux trotteurs pourrait expliquer les répercussions lésionnelles remarquées à l'imagerie sur P3.

1.3 Conséquence du déferrage sur le confort des chevaux

Dans cette même étude, le confort des chevaux a été évalué avant déferrage et le lendemain de la course. L'évaluation a été réalisée par percussion de la paroi, pression solaire, et par un examen dynamique au trot. Les résultats montrent que la sensibilité des chevaux est accrue après une course déferrée, avec une augmentation de la sensibilité aux tests à la pince et à la pression, ainsi qu'un raccourcissement des foulées au trot (Denoix et al. 2014).

Dans une autre étude chez les chevaux de course, des biomarqueurs de stress, le cortisol et l'adrénaline, ont été dosés chez des trotteurs. Six chevaux ont été entraînés sur une période de six semaines et quatre d'entre eux sont déferrés une semaine sur deux. Sur cet effectif, le déferrage induit une augmentation légère de la sécrétion de cortisol après la course. Beaucoup de paramètres extérieurs peuvent influencer sur la sécrétion de ces molécules, et une étude sur un plus grand effectif serait nécessaire afin de confirmer ou non une différence statistique (Traschel et al. 2014).

Encore une fois, les résultats de ces études montrent que le déferrage en course ou sur de courtes périodes n'est à priori pas en faveur du bien-être du cheval. Ces résultats ne sont pas parfaitement transposables la pratique du pied nu chez le cheval de sport, puisque les chevaux sont déferrés sur une période plus longue au cours de laquelle il est possible que le

Le pied s'adapte à ce fonctionnement. Cependant, ces études soulignent qu'un pied non préparé et non adapté à fonctionner sans fers sera à l'origine d'un confort diminué pour le cheval.

Les études sur les conséquences du travail pied nus sur la boîte cornée sont peu nombreuses et leur interprétation est limitée. D'une part, parce qu'elles ont été menées principalement chez les chevaux de course, et pas les chevaux de CSO et de dressage. Ces études sont menées sur des petits échantillons, dans des conditions bien précises qui ne représentent pas forcément la réalité de la diversité des terrains sur lesquels travaillent les chevaux de sport.

2. Les modifications de l'adhérence au sol

Lors de la phase de pose du pied, un léger mouvement de glissement vers l'avant a lieu. Ce mouvement permet de dissiper le choc lors du contact (Wilson, Weller 2011), mais un glissement trop important peut être une cause de blessure, notamment d'atteinte des tissus mous (McClinchey, Thomason, Runciman 2004).

Les chevaux de dressage et de CSO évoluent principalement sur des surfaces en sables, avec ou sans composants artificiels. Le coefficient de friction est utile afin de déterminer si la surface sur laquelle le cheval évolue permet un glissement plus ou moins important. Sur sable, il a été évalué à 0,585, ce qui est considéré comme une valeur pouvant causer un glissement excessif. Les surfaces en herbe présentent aussi un coefficient de friction proche de la limite à partir de laquelle il est considéré qu'il n'y a pas de glissement (Parkes, Witte 2015; McClinchey, Thomason, Runciman 2004).

Les chevaux de CSO réalisent lors de leurs parcours des virages parfois serrés et à grande vitesse, et sont donc plus à même de se blesser en glissant que les chevaux de dressage. La ferrure peut alors être utilisée pour limiter le risque de glissement, en y ajoutant des crampons. Ceux-ci réduisent significativement la distance de glissement du pied (Parkes, Witte 2015).

En empêchant totalement le glissement du pied, le risque de blessures dues à un impact plus traumatisant et un arrêt brutal est plus important (Parkes, Witte 2015). Empêcher totalement le glissement du pied au quotidien est délétère pour les structures anatomiques du pied du cheval, mais il est parfois nécessaire de le limiter pour réduire le risque de blessures, en particulier chez les chevaux de CSO (Hobbs et al. 2014).

3. Les alternatives à la ferrure classique

De nombreuses alternatives à une ferrure classique se développent afin d'assurer une protection de la boîte cornée et une adhérence au sol en permettant une meilleure absorption des chocs et un fonctionnement plus naturel du pied.

Les matériaux métalliques, notamment l'acier qui est souvent utilisé pour ferrer les chevaux, présentent comme inconvénients principaux d'ajouter un certain poids au bout du pied du cheval, et de transmettre les vibrations de façon plus importantes qu'un pied nu lors de l'impact. Les fers en aluminium sont plus légers, et permettent de limiter l'effet du poids du fers, et ont une rigidité moins importante que les fers en acier, ce qui permet une réduction du choc lors de l'impact (Barrey 2008).

D'autres matériaux et méthodes sont développés et testés. Ces alternatives peuvent présenter, au regard des points développés précédemment, certains avantages.

3.1 Les fers en matières plus déformables

Afin de limiter la transmission du choc de l'impact tout en protégeant le pied de l'usure, des fers dans des matières plus amortissantes ont été développés. Une matière fréquemment utilisée est le polyuréthane (PU) (figure 33) qui est une matière plastique, ou encore le caoutchouc.



Figure 33 : fer en polyuréthane. D'après BACK, 2006

a. Fers plastiques fixés avec des clous

Le fait que certains chevaux semblent être plus à l'aise lorsqu'ils sont ferrés avec des fers en plastique (Wilson, Weller 2011) peut s'expliquer par les différences de cinétiques et cinématique à l'impact.

Plus le temps de glissement du pied est court, et plus les forces lors de l'impact vont être importantes. Sur un sol en asphalte, les fers en polyuréthane induisent une friction moins importante que des fers classiques ou des pieds nus (Back, Van Schie, Pol 2006). La distance de glissement est plus importante avec des fers en PU que des fers en acier, bien qu'il n'y ait pas de différence significative. Au trot, il n'y a pas de différence de vitesse significative qui a pu être mise en évidence entre un cheval ferré avec des fers en U et un cheval avec une ferrure classique. (Pardoe et al. 2001).

Ceci résulte en une FRS horizontale d'amplitude diminuée avec des fers en PU, et la force maximale est atteinte de façon plus progressive (Pardoe et al. 2001). L'accélération maximale est aussi moins importante. Les vibrations générées par l'impact du pied sont d'amplitude et de fréquence significativement plus importantes sur un pied avec un fer en acier que sur un pied avec un fer en PU (Back, Van Schie, Pol 2006). Les fers en caoutchouc en revanche induisent des forces de réaction du sol plus importantes (Pardoe et al. 2001).

Utiliser un fer en PU permettrait donc d'apporter une protection au pied, tout en limitant l'effet potentiellement néfaste de l'impact du choc qui est important sur les pied ferrés avec des fers en métal.

La limitation de la transmission du choc par les fers en PU peut présenter un intérêt chez les chevaux de sport dans leur mode d'hébergement. Les fers en PU réduisent significativement le risque de fracture lors de coups par rapport à un fer métallique (Sprick 2018). Cela permettrait de pouvoir garder des chevaux ayant besoin de protection de sabots en troupeau tout en limitant le risque de blessure grave.

Fixer le fer avec des clous pourrait être à l'origine d'une restriction du mouvement de la paroi du pied (Back, Van Schie, Pol 2006), qui est un phénomène important dans l'atténuation du choc. De plus, les clous fragilisent la paroi. Une autre méthode de fixation du fer est de la coller directement au sabot.

b. Fers collés

Afin de limiter cet aspect traumatique de la fixation de fers avec des clous, des techniques de collage du fer au pied ont été développées depuis les années 1980. Elles sont fréquemment utilisées chez les chevaux de CSO aujourd'hui. Plusieurs matériaux permettent de coller les fers, et selon le matériau utilisé la technique de collage ne sera pas la même. La zone du pied sur laquelle le fer est collé diffère, avec des conséquences sur les mouvements du pied, notamment l'expansion des talons lors de la phase d'appui (Yoshihara et al. 2010; Takahashi, Yoshihara, Takahashi 2022).

Les méthodes attachant fermement le fer au talon entraînent une réduction des mouvements d'expansion et de contraction latérale du talons. En comparant les mouvements du talon avec un fer cloué et le même fer collé avec une méthode l'attachant au talon, l'expansion des talons est diminuée sur les postérieurs, et la contraction est diminuée sur les quatre pieds. Le mouvement total des talons est globalement diminuée sur les quatre pieds à allure lente, ce qui pourrait avoir des effets délétères à long terme (Yoshihara et al. 2010). On pourrait s'attendre à ce que coller un fer en PU permette plus de mouvement de talons par rapport à un fer classique cloué car la matière est plus déformable, mais ce n'est pas le cas et le mouvement des talons est similaire entre un fer métallique cloué et un fer en PU collé de manière classique (Takahashi, Yoshihara, Takahashi 2022).

En utilisant des méthodes de collage plus récemment développées, on peut obtenir très peu de différence de mouvement des talons entre un fer collé et un fer cloué. La technique consiste à utiliser des fers collés avec uniquement deux pinçons latéraux (figure 34). De cette façon, on obtient avec des fers métalliques quasiment le même degré de liberté de mouvement des talons qu'avec un fer cloué. (Takahashi, Yoshihara, Takahashi 2022).

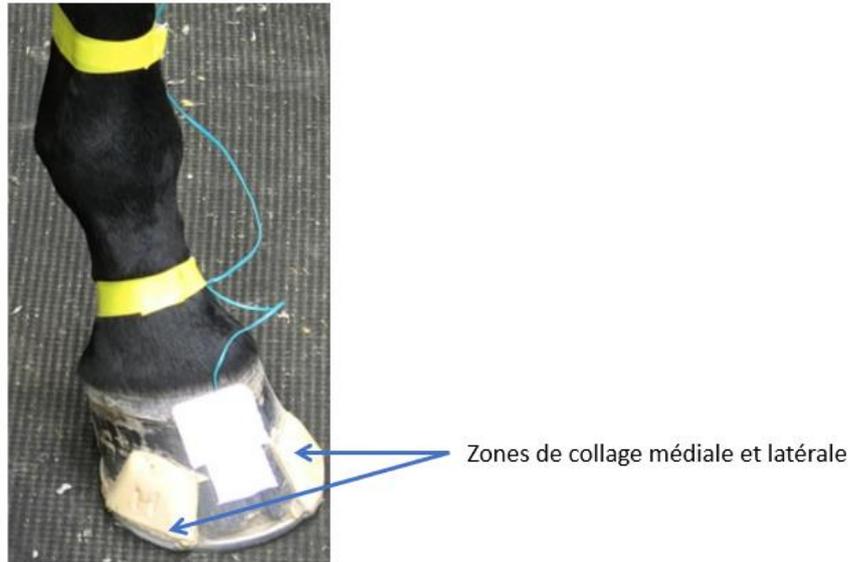


Figure 34 : méthode de collage avec des clips latéraux. TAKAHASHI, 2022

Ainsi, coller un fer n'est pas une méthode permettant de moins limiter l'expansion des talons, peut même la diminuer davantage selon la méthode utilisée. On pourrait s'attendre à ce qu'en collant avec la méthode des clips latéraux en fer en PU le mouvement des talons soit moins limité car on combinerait un matériau déformable avec une technique permettant plus de mouvement des talons, se rapprochant ainsi du mouvement des talons observable sur un pied nu.

3.2 Fers permettant le mouvement du talons

Il est possible d'alléger le poids du fer et d'atténuer l'impact du choc lors du posé du pied. Cependant, le mouvement des talons, qui a un rôle important dans la circulation sanguine dans le pied et dans l'absorption des chocs, reste plus restreint que sur un pied nu.

Récemment, un nouveau fer a été développé dans le but de permettre les mouvements des talons. Cette ferrure consiste en un fer classique avec un pinçon en pince et deux pinçons latéraux. Elle présente en son milieu une fente qui est ensuite coupée lorsque le fer est posé sur le pied. Il en résulte deux parties complètement indépendantes (figure 35) (Brunsting et al. 2019).



Figure 35 : fer avec fente en pince. BRUNSTING 2019

Cette ferrure permet un mouvement des talons similaire à celui qu'on retrouve sur un pied nu, lorsque les chevaux se déplacent sur un tapis de course. L'effet sur un sol plus mou n'a cependant pas été évalué. Il n'y a pas d'études sur le long terme de ce genre de ferrure, mais cette technique peut être mise en pratique sur des chevaux au travail, avec un intervalle de ferrage similaire à celui d'un fer classique. (Brunsting et al. 2019)

Ainsi, sur des chevaux qu'il est compliqué de garder pieds nus à cause d'une sensibilité plus importante de la boîte cornée, on peut penser qu'en combinant plusieurs techniques, il est possible de ferrer en apportant protection, en limitant les vibrations de l'impact du choc, en limitant la restriction du mouvement des talons et en réduisant le risque de blessures graves si les chevaux sont à plusieurs au pré.

3.3 Les hipposandales

Les hipposandales sont une autre alternative à la ferrure classique. Elles sont fréquemment utilisées chez les chevaux de randonnée ou d'endurance (Amitrano, Gutierrez-Nibeyro, Schaeffer 2016; Hanley 2003) afin d'apporter une protection mécanique au sabot. Il en existe plusieurs modèles, qui se glissent sur les pieds et sont maintenus en place grâce à des systèmes de fixations qui ensèrent le sabot ou la couronne (figure 36).



Modèle de fixation grâce à un velcro se serrant autour de la couronne



Modèle de fixation grâce à un câble se serrant autour du sabot

Figure 35 : modèles d'hipposandales. HANLEY, 2003.

Elles ont l'avantage de pouvoir être fixée sur le sabot uniquement lorsque le cheval est au travail. Ainsi, au repos, le fonctionnement du pied nu permet un écartement naturel des talons, et les risques de blessures par coups sont fortement diminués.

Les hipposandales sont fabriquées pour un pied donné et ne sont pas aussi adaptées au pied de chaque cheval qu'un fer que le maréchal pose. Selon leur mode de fixation et leur façon de reposer sur le pied et la couronne du cheval, elles peuvent causer des frottements et de l'irritation, d'autant plus que ce sont des zones où le sable se loge facilement. Ces irritations, notamment au niveau de la couronne ou des talons peuvent causer de la douleur et une croissance du sabot anormale (Foor 2007b; Hanley 2003). La fixation avec le câble se resserrant à l'avant présente des accroches sur les faces latérale et médiale du sabot, ce qui pourrait mettre de la pression sur la paroi du pied et être inconfortable (Hanley 2003). Il serait intéressant d'évaluer les mouvements des talons avec des hipposandales. Lorsque les fers sont

collés au niveau des talons, les mouvements sont réduits, ce qui peut laisser penser qu'avec un modèle enserrant tout le pied limitera aussi le mouvement des talons. Un modèle qui serre moins le pied peut être plus susceptible de bouger.

Il existe peu d'études sur les modifications de paramètres cinétiques et cinématiques lors du port d'hipposandales. Au pas, l'allure est plus lente avec des hipposandales que pied nu, ce qui s'explique notamment par une durée de la phase d'appui rallongée. Les FRS verticales ne sont pas significativement différentes, mais cela pourrait être le cas à des allures plus rapides (Amitrano, Gutierrez-Nibeyro, Schaeffer 2016).

Conclusion

L'appareil locomoteur des chevaux de sport de haut niveau est soumis à des contraintes particulières, en lien avec le type d'exercices qui leur sont demandés. La haute fréquence d'entraînement implique une répétition des chocs importante, et une répétition des vibrations qui sont un élément à l'origine du développement d'arthrose. Chez les chevaux de dressage, les allures rassemblées ont une durée de la phase d'appui longue et une charge importante des postérieurs, à l'origine de contraintes importantes sur l'appareil suspenseur. Chez les chevaux de saut, les forces appliquées lors de la réception d'obstacle et de galop relativement rapide induisent une tension importante dans le tendon fléchisseur superficiel du doigt et le ligament suspenseur du boulet.

La plupart des chevaux de sport sont hébergés en box, avec parfois des sorties en paddock individuel. La principale motivation des propriétaires est de diminuer le risque de blessures, notamment liées aux interactions entre chevaux. Cependant, les chevaux de sport auraient un grand intérêt, tant pour leur bien-être que pour leur récupération sportive, à sortir régulièrement, et d'autant plus en groupes. Garder les chevaux pieds nus en groupe a alors l'avantage de diminuer considérablement le risque de blessures graves liées aux coups.

Le fonctionnement pied nu entraîne des modifications des paramètres cinétiques et cinématiques. Les chevaux sont sensiblement plus rapides, ce qui peut présenter un intérêt pour les chevaux de CSO. Le mouvement du membre est légèrement modifié lors de la phase de soutien, avec une augmentation de la hauteur du pied mais une diminution de l'avancement du membre lorsque le pied est ferré, qui sont des paramètres importants dans la notation d'un cheval de dressage.

Le pied nu présente un fonctionnement mécanique différent du pied ferré. Les talons sont libres de s'écarter nettement plus que lorsque qu'un fer est fixé au pied. Cet écartement des talons pourrait permettre une circulation sanguine plus optimale dans le pied. Ce fonctionnement permettrait alors un meilleur amortissement, qui permet d'atténuer les vibrations dans l'appareil locomoteur distal liées au choc de l'impact du pied. L'atténuation de ces vibrations pourrait jouer un rôle dans la prévention de lésion ostéoarticulaires, qu'on retrouve fréquemment chez les chevaux de sport. Un meilleur amortissement pourrait aussi prévenir les lésions du tendon fléchisseur superficiel du doigt. Cependant, il est possible que l'écartement des talons permis par le fonctionnement pieds nus induise une moins bonne pénétration du talon dans un sol mou et par conséquent une tension plus importante sur le tendon fléchisseur superficiel et l'appareil suspenseur, qui sont déjà des structures mises sous contraintes chez le cheval de dressage et de CSO.

Il est important de garder en tête les rôles principaux du fer, à savoir apporter une protection au pied et une adhérence au sol suffisante pour limiter le risque de blessure. Les chevaux de sport, du fait de leur conformation et les exercices qui leur sont demandés, peuvent présenter de l'inconfort dans les pieds et nécessiter la protection apportée par ferrure. C'est d'autant plus le cas lorsque les chevaux sont susceptibles d'évoluer sur un sol dur, notamment lors du travail en extérieur. L'usure des pieds est à prendre en compte, car si elle est trop importante, à nouveau la protection sera nécessaire pour amener du confort au cheval. De nombreuses alternatives à la ferrure classique se développent, avec chacune leurs avantages et leur inconvénients par rapport au fonctionnement du pied recherché.

De nombreux paramètres individuels sont à prendre en compte lors de la décision de ferrer ou non un cheval de sport : la sensibilité du pied, la solidité de la corne, les terrains sur lequel le cheval évolue etc. Dans ce travail, il était question d'étudier les conséquences du port de fer chez des chevaux sains. Dès lors qu'un cheval présente une affection de l'appareil locomoteur, les caractéristiques de fonctionnement du pied recherchées vont être différentes. Dans tous les cas, une transition pied ferré à pied nus rapide est susceptible d'entraîner de l'inconfort pour le cheval, car le pied nécessite un temps d'adaptation à cette nouvelle condition.

BIBLIOGRAPHIE :

AMITRANO, Fernando N., GUTIERREZ-NIBEYRO, Santiago D. et SCHAEFFER, David J., 2016. Effect of hoof boots and toe-extension shoes on the forelimb kinetics of horses during walking. *American Journal of Veterinary Research*. mai 2016. Vol. 77, n° 5, pp. 527-533. DOI 10.2460/ajvr.77.5.527.

AULT, B., STARLING, G., PARKES, R., PFAU, T., PARDOE, C., DAY, P., BETTISON, C. et WELLER, R., 2015. The Effect of Three Different Shoeing Conditions on Tendon Strain in the Thoroughbred Forelimb: Abstracts. *Equine Veterinary Journal*. septembre 2015. Vol. 47, pp. 17-17. DOI 10.1111/evj.12486_39.

BACK, Willem et PILLE, Frederik, 2013. The role of the hoof and shoeing. In : BACK, Willem et CLAYTON, Hilary M., *Equine locomotion*. Second edition. Edinburgh [Scotland] ; New York : Saunders Elsevier. pp. 147-174. ISBN 978-0-7020-2950-9.

BACK, Willem, VAN SCHIE, Maaike Hm et POL, Jessica N, 2006. Synthetic shoes attenuate hoof impact in the trotting warmblood horse. *Equine and Comparative Exercise Physiology*. août 2006. Vol. 3, n° 3, pp. 143-151. DOI 10.1017/ECP200691.

BAILEY, C. J., REID, S. W. J., HODGSON, D. R., BOURKE, J. M. et ROSE, R. J., 1998. Flat, hurdle and steeple racing: risk factors for musculoskeletal injury. *Equine Veterinary Journal*. 1998. Vol. 30, n° 6, pp. 498-503. DOI 10.1111/j.2042-3306.1998.tb04525.x.

BALCH, O. K., 2007. Discipline-specific hoof preparation and shoeing. In : *Equine podiatry*. Elsevier. pp. 393-413.

BALCH, O. K., BUTLER, D. et COLLIER, M. A., 2010. Balancing the normal foot: hoof preparation, shoe fit and shoe modification in the performance horse. *Equine Veterinary Education*. 10 juin 2010. Vol. 10, n° S4, pp. 30-41. DOI 10.1111/j.2042-3292.1998.tb01779.x.

BALCH, Olin K, HELMAN, R Gayman et COLLIER, Michael A, 2001. Underrun Heels and Toe-Grab Length as Possible Risk Factors for Catastrophic Musculoskeletal Injuries in Oklahoma Racehorses. . 2001.

BARONE, Robert, 1980. *Anatomie comparée des mammifères domestiques Tome second, arthrologie et myologie*. deuxième édition. Paris, France : Vigot frères.

BARONE, Robert, 2010a. *Anatomie comparée des mammifères domestiques Tome premier, Ostéologie*. cinquième édition. Paris, France : Vigot frères.

BARONE, Robert, 2010b. *Anatomie comparée des mammifères domestiques Tome septième, Neurologie II*. Paris, France : Vigot frères.

BARREY, E. et GALLOUX, P., 2010. Analysis of the equine jumping technique by accelerometry. *Equine Veterinary Journal*. 10 juin 2010. Vol. 29, n° S23, pp. 45-49. DOI 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05052.x.

BARREY, Eric, 2008. Chapter 2.5 - Biomechanics of locomotion in the athletic horse. In : HINCHCLIFF, Kenneth W., GEOR, Raymond J. et KANEPS, Andris J. (éd.), *Equine Exercise Physiology* [en ligne]. Edinburgh : W.B. Saunders. pp. 143-168. [Consulté le 29 juin 2023]. ISBN 978-0-7020-2857-1. Disponible à l'adresse : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702028571500093>

BARREY, Eric, 2013. Gaits and interlimb locomotion. In : BACK, Willem et CLAYTON, Hilary M., *Equine locomotion*. Second edition. Edinburgh [Scotland] ; New York : Saunders Elsevier. pp. 85-97. ISBN 978-0-7020-2950-9.

- BAXTER, Gary et STASHAK, Ted, 2011. Lameness in the extremities. In : *Lameness in horses*. 6. Chichester : Wiley-Blackwell. pp. 877-1633.
- BIRSH, Helen L, BRAMA, Pieter A.J., FIRTH, Elwyn C., GOODSHIP, Allen E., RIVERO, José Luis L. et VAN WEEREN, René, 2013. The response of musculoskeletal tissues to exercise. In : BACK, Willem et CLAYTON, Hilary M., *Equine locomotion*. Second edition. Edinburgh [Scotland] ; New York : Saunders Elsevier. pp. 267-304. ISBN 978-0-7020-2950-9.
- BOSWELL, Jane C. et SCHRAMME, Michael C., 2011. Extensor Tendon Injury. In : *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse* [en ligne]. Elsevier. pp. 785-791. [Consulté le 27 juin 2023]. ISBN 978-1-4160-6069-7. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781416060697000778>
- BOSWELL, Robert P., MITCHELL, Richard D., OBER, Timothy R., BENOIT, Philippe H., MILLER, Christopher (Kit) B. et DYSON, Sue J., 2011. Lameness in the Show Hunter and Show Jumper. In : *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse* [en ligne]. Elsevier. pp. 1096-1112. [Consulté le 8 juillet 2023]. ISBN 978-1-4160-6069-7. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781416060697001152>
- BRUNSTING, J., DUMOULIN, M., OOSTERLINCK, M., HASPELAGH, M., LEFÈRE, L. et PILLE, F., 2019. Can the hoof be shod without limiting the heel movement? A comparative study between barefoot, shoeing with conventional shoes and a split-toe shoe. *The Veterinary Journal*. avril 2019. Vol. 246, pp. 7-11. DOI 10.1016/j.tvjl.2019.01.012.
- BUDRAS, Klaus-Dieter, SACK, W. O., RÖCK, Sabine, HOROWITZ, Aaron et BERG, Rolf, 2012. *Anatomy of the horse*. Sixth edition. Hannover, Germany : Schlütersche Verlagsgesellschaft. ISBN 978-3-8426-8368-6.
- BUDZINSKA-WRZESIEN, Elzbieta et WRZESIEN, Robert, 2005. THE INFLUENCE OF DIFFERENT HYGIENIC AND MANAGEMENT SYSTEMS ON THE HEALTHY CONDITION OF HORSE HOOF. . 2005. Vol. 2.
- CAURE, Sébastien, MORTAGNE, Perrine, LEVEILLARD, Denis, BLANVILLE, Faustine, CARRO, Marielle, COUSTY, Matthieu, SALAZAR, Diana et WELLER, Renate, 2018. The Influence of Different Hind Shoes and Bare Feet on Horse Kinematics at a Walk and Trot on a Soft Surface. *Journal of Equine Veterinary Science*. novembre 2018. Vol. 70, pp. 76-83. DOI 10.1016/j.jevs.2018.08.002.
- CHATEAU, H., ROBIN, D., FALALA, S., POURCELOT, P., VALETTE, J.-P., RAVARY, B., DENOIX, J.-M. et CREVIER-DENOIX, N., 2009. Effects of a synthetic all-weather waxed track versus a crushed sand track on 3D acceleration of the front hoof in three horses trotting at high speed. *Equine Veterinary Journal*. 2009. Vol. 41, n° 3, pp. 247-251. DOI 10.2746/042516409X394463.
- CHATEAU, Henry, ROBIN, D, FALALA, Sylvain, DEGUEURCE, Christophe, DENOIX, J.-M et CREVIER-DENOIX, Nathalie, 2007. ANATOMIE ET BIOMÉCANIQUE DU PIED. . 11 décembre 2007.
- CLAYTON, Hilary M., 2016. HORSE SPECIES SYMPOSIUM: Biomechanics of the exercising horse1. *Journal of Animal Science*. 1 octobre 2016. Vol. 94, n° 10, pp. 4076-4086. DOI 10.2527/jas.2015-9990.
- CLAYTON, Hilary M. et HOBBS, Sarah Jane, 2019. Ground Reaction Forces: The Sine Qua Non of Legged Locomotion. *Journal of Equine Veterinary Science*. mai 2019. Vol. 76, pp. 25-35. DOI 10.1016/j.jevs.2019.02.022.
- CLAYTON, Hilary M. et SCHAMHARDT, H. C., 2013. Measurement techniques for gait analysis. In : BACK, Willem et CLAYTON, Hilary M., *Equine locomotion*. Second edition. Edinburgh [Scotland] ; New York : Saunders Elsevier. pp. 31-60. ISBN 978-0-7020-2950-9.

CLAYTON, Hilary M. et VAN WEEREN, René, 2013. Performance in equestrian sports. In : BACK, Willem et CLAYTON, Hilary M., *Equine locomotion*. Second edition. Edinburgh [Scotland] ; New York : Saunders Elsevier. pp. 305-340. ISBN 978-0-7020-2950-9.

CLAYTON, Hm, GRAY, S, KAISER, Lj et BOWKER, Rm, 2011. Effects of barefoot trimming on hoof morphology: EQUINE. *Australian Veterinary Journal*. août 2011. Vol. 89, n° 8, pp. 305-311. DOI 10.1111/j.1751-0813.2011.00806.x.

CLAYTON et HOBBS, 2019a. A Review of Biomechanical Gait Classification with Reference to Collected Trot, Passage and Piaffe in Dressage Horses. *Animals*. 3 octobre 2019. Vol. 9, n° 10, pp. 763. DOI 10.3390/ani9100763.

CLAYTON et HOBBS, 2019b. A Review of Biomechanical Gait Classification with Reference to Collected Trot, Passage and Piaffe in Dressage Horses. *Animals*. 3 octobre 2019. Vol. 9, n° 10, pp. 763. DOI 10.3390/ani9100763.

COLLES, C. M., 1989. The relationship of frog pressure to heel expansion. *Equine Veterinary Journal*. 1989. Vol. 21, n° 1, pp. 13-16. DOI 10.1111/j.2042-3306.1989.tb02082.x.

CREVIER-DENOIX, N, CHATEAU, H, MUNOZ-NATES, F, RAVARY-PLUMIOEN, B, CAMUS, M et FALALA, S, 2016. Effets biomécaniques des sols sur l'appareil locomoteur du cheval. *Articles equ'idée IFCE*. 2016.

CREVIER-DENOIX, N., MUNOZ-NATES, F., CAMUS, M., RAVARY-PLUMIOEN, B., HAMME, A. Van, LITAISE, C., EMOND, A.-L, BEAUD, L., DENOIX, J.-M, CHATEAU, H. et POURCELOT, P., 2019. Kinetics and distal limb kinematics of the forelimb of 3 jumping horses at landing after a jump: effects of the fence's height. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 1 mai 2019. Vol. 22, n° sup1, pp. S126-S128. DOI 10.1080/10255842.2020.1713506.

CREVIER-DENOIX, N, POURCELOT, P, CAMUS, M, MARTINO, J, DESQUILBET, L et AUDIGIÉ, F, 2015. Projet Safe Track : évaluation du risque pathogène lié aux pistes équestres. *Equi-meeting maréchalerie*. 2015. pp. 60-65.

CREVIER-DENOIX, N., POURCELOT, P., RAVARY, B., ROBIN, D., FALALA, S., UZEL, S., GRISON, A.-C., VALETTE, J.-P., DENOIX, J.-M. et CHATEAU, H., 2009. Influence of track surface on the equine superficial digital flexor tendon loading in two horses at high speed trot. *Equine Veterinary Journal*. mars 2009. Vol. 41, n° 3, pp. 257-261. DOI 10.2746/042516409X394445.

CREVIER-DENOIX, N., RAVARY-PLUMIOËN, B., VERGARI, C., CAMUS, M., HOLDEN-DOUILLY, L., FALALA, S., JERBI, H., DESQUILBET, L., CHATEAU, H., DENOIX, J.-M. et POURCELOT, P., 2013. Comparison of superficial digital flexor tendon loading on asphalt and sand in horses at the walk and trot. *The Veterinary Journal*. décembre 2013. Vol. 198, pp. e130-e136. DOI 10.1016/j.tvjl.2013.09.047.

CREVIER-DENOIX, Nathalie, ROBIN, Damien, POURCELOT, Philippe, RAVARY-PLUMIOËN, Bérange, FALALA, Sylvain, VALETTE, Jean-Paul, DENOIX, Jean-Marie et CHATEAU, Henry, 2009. Le projet Sequisol: évaluation biomécanique de l'effet des sols équestres sur l'appareil locomoteur du cheval. *Bulletin de l'Académie Vétérinaire de France*. 2009. Vol. 162, n° 2, pp. 133-143. DOI 10.4267/2042/47986.

DAVIES, H, 2007a. Gross Anatomy of the Equine Digit. In : *Equine Podiatry* [en ligne]. Elsevier. pp. 1-24. [Consulté le 26 juin 2023]. ISBN 978-0-7216-0383-4. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780721603834500050>

DAVIES, H, 2007b. Biomechanics of the Equine Foot. In : *Equine Podiatry* [en ligne]. Elsevier. pp. 42-56. [Consulté le 30 juin 2023]. ISBN 978-0-7216-0383-4. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780721603834500074>

DENOIX, J. M., 2014. *Biomécanique et gymnastique du cheval*. Vigot. ISBN 978-2-7114-2255-5.

- DENOIX, J. M., MOIROUD, C., JACQUET, S., COURDY, V., AUDIGIE, F., TRASCHEL, D. et BERTONI, L., 2014. Incidence du déferriage sur l'usure du pied et le confort du cheval trotteur en course. In : *AVEF - Conférence annuelle*. Pau : Association des Vétérinaire Equins Français. 2014. pp. 31.
- DENOIX, JM, 1991. Approche mécanique des allures et du saut chez le eheval. *Science & Sports*. 1991. Vol. 6, n° 2, pp. 117-124. DOI 10.1016/S0765-1597(05)80118-2.
- DERUNGS, S B, FÜRST, A E, HÄSSIG, M et AUER, J A, 2004. Frequency, consequences and clinical outcome of kick injuries in horses: 256 cases (1992 - 2000). . 2004.
- DYHRE-POULSEN, P., SMEDEGAARD, H. H., ROED, J. et KORSGAARD, E., 1994. Equine hoof function investigated by pressure transducers inside the hoof and accelerometers mounted on the first phalanx. *Equine Veterinary Journal*. septembre 1994. Vol. 26, n° 5, pp. 362-366. DOI 10.1111/j.2042-3306.1994.tb04404.x.
- DYSON, Sue, 2000. Lameness and Poor Performance in the Sports Horse: Dressage, Show Jumping and Horse Trials (Eventing). . 2000.
- DYSON, Sue J., 2011. The Deep Digital Flexor Tendon. In : *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse* [en ligne]. Elsevier. pp. 726-733. [Consulté le 27 juin 2023]. ISBN 978-1-4160-6069-7. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781416060697000705>
- EGENVALL, A., TRANQUILLE, C.A., LÖNNELL, A.C., BITSCHNAU, C., OOMEN, A., HERNLUND, E., MONTAVON, S., FRANKO, M.A., MURRAY, R.C., WEISHAUP, M.A., WEEREN, Van R. et ROEPSTORFF, L., 2013. Days-lost to training and competition in relation to workload in 263 elite show-jumping horses in four European countries. *Preventive Veterinary Medicine*. novembre 2013. Vol. 112, n° 3-4, pp. 387-400. DOI 10.1016/j.prevetmed.2013.09.013.
- EVERETT, James B., SCHUMACHER, Jim, DOHERTY, Thomas J., BLACK, Randi A., AMELSE, Lisa L., KRAWCZEL, Peter, COETZEE, Johann F. et WHITLOCK, Brian K., 2018. Effects of stacked wedge pads and chains applied to the forefeet of Tennessee Walking Horses for a five-day period on behavioral and biochemical indicators of pain, stress, and inflammation. *American Journal of Veterinary Research*. 1 janvier 2018. Vol. 79, n° 1, pp. 21-32. DOI 10.2460/ajvr.79.1.21.
- FÉDÉRATION EQUESTRE INTERNATIONALE, 2022. 27ème édition : *FEI JUMPING RULES*. Suisse.
- FOOR, Derin, 2007a. Farriery considerations. In : *Equine podiatry*. Elsevier. pp. 379-392.
- FOOR, Derin, 2007b. BALANCING AND SHOERING THE EQUINE FOOT. In : *Equine podiatry*. Elsevier. pp. 379-392.
- GALLOUX, P. et BARREY, E., 1997. Components of the total kinetic moment in jumping horses. *Equine Veterinary Journal*. 1997. Vol. 29, n° S23, pp. 41-44. DOI 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05051.x.
- GERARD, Mathew P., 2021. Anatomy and Physiology of the Equine Foot. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*. décembre 2021. Vol. 37, n° 3, pp. 529-548. DOI 10.1016/j.cveq.2021.07.002.
- GRANGE, Laurent, 2007. *PHYSIOPATHOLOGIE DE L'ARTHROSE: RÔLE DE LA NADPH OXYDASE NOX 4 DANS L'EXPRESSION DE LA COLLAGÉNASE, MMP-1*. Grenoble : Université Joseph-Fourier - Grenoble I.
- GRENAGER, Nora S. et ORSINI, James A., 2012. What else is new in foot science? III: inside the bare foot. *Journal of Equine Veterinary Science*. octobre 2012. Vol. 32, n° 10, pp. 653-654. DOI 10.1016/j.jevs.2012.08.207.
- GRISON, Anne-Claire, DOLIGEZ, Pauline et VIDAMENT, Marianne, 2014. Le budget temps. [en ligne]. 2014. [Consulté le 5 juillet 2023]. Disponible à l'adresse : <https://equipedia.ifce.fr/sante-et-bien-etre-animal/bien-etre-et-comportement-animal/comportement-du-cheval/budget-temps>

- GUSTÅS, Pia, JOHNSTON, Christopher, HEDENSTRÖM, Ulf, ROEPSTORFF, Lars et DREVEMO, Stig, 2006. A field study on hoof deceleration at impact in Standardbred trotters at various speeds. *Equine and Comparative Exercise Physiology*. août 2006. Vol. 3, n° 3, pp. 161-168. DOI 10.1017/ECP200694.
- HANLEY, John, 2003. Elastomeric hoof boots. [en ligne]. 2003. [Consulté le 3 août 2023]. DOI 10.21427/D7NG7K. Disponible à l'adresse : <http://arrow.dit.ie/scienmas/1/>
- HARTMANN, Elke, SØNDERGAARD, Eva et KEELING, Linda J., 2012. Keeping horses in groups: A review. *Applied Animal Behaviour Science*. janvier 2012. Vol. 136, n° 2-4, pp. 77-87. DOI 10.1016/j.applanim.2011.10.004.
- HAUSBERGER, M., STOMP, M., SANKEY, C., BRAJON, S., LUNEL, C. et HENRY, S., 2019. Mutual interactions between cognition and welfare: The horse as an animal model. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. décembre 2019. Vol. 107, pp. 540-559. DOI 10.1016/j.neubiorev.2019.08.022.
- HENDERSON, Antonia J. Z., 2007. Don't Fence Me In: Managing Psychological Well Being for Elite Performance Horses. *Journal of Applied Animal Welfare Science*. 17 septembre 2007. Vol. 10, n° 4, pp. 309-329. DOI 10.1080/10888700701555576.
- HENLEY, W.E., ROGERS, K., HARKINS, L. et WOOD, J.L.N., 2006. A comparison of survival models for assessing risk of racehorse fatality. *Preventive Veterinary Medicine*. avril 2006. Vol. 74, n° 1, pp. 3-20. DOI 10.1016/j.prevetmed.2006.01.003.
- HINTERHOFER, C., STANEK, C. et HAIDER, H., 2001. Finite element analysis (FEA) as a model to predict effects of farriery on the equine hoof. *Equine Veterinary Journal*. avril 2001. Vol. 33, n° S33, pp. 58-62. DOI 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05360.x.
- HOBBS, Sarah, NORTHROP, Alison, MAHAFFEY, Christie, MARTIN, Jaime, CLAYTON, Hilary, MURRAY, Rachel, ROEPSTORFF, Lars et PETERSON, Michael, 2014. *Equine Surfaces White Paper*.
- HOFFMANN, K.L., WOOD, A.K.W., GRIFFITHS, K.A., EVANS, D.L., GILL, R.W. et KIRBY, A.C., 2001. Doppler sonographic measurements of arterial blood flow and their repeatability in the equine foot during weight bearing and non-weight bearing. *Research in Veterinary Science*. juin 2001. Vol. 70, n° 3, pp. 199-204. DOI 10.1053/rvsc.2001.0461.
- HOLMSTRÖM, M. et DREVEMO, S., 1997. Effects of trot quality and collection on the angular velocity in the hindlimbs of riding horses. *Equine Veterinary Journal*. mai 1997. Vol. 29, n° S23, pp. 62-65. DOI 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05056.x.
- HOLMSTRÖM, M., FREDRICKSON, I. et DREVEMO, S., 1994. Biokinematic differences between riding horses judged as good and poor at the trot. *Equine Veterinary Journal*. juin 1994. Vol. 26, n° S17, pp. 51-56. DOI 10.1111/j.2042-3306.1994.tb04874.x.
- HOLMSTRÖM, M., FREDRICKSON, I. et DREVEMO, S., 1995. Biokinematic effects of collection on the trotting gaits in the elite dressage horse. *Equine Veterinary Journal*. juillet 1995. Vol. 27, n° 4, pp. 281-287. DOI 10.1111/j.2042-3306.1995.tb03078.x.
- HOOD, David M., TAYLOR, Danny et WAGNER, Ilka P., 2001. Effects of ground surface deformability, trimming, and shoeing on quasistatic hoof loading patterns in horses. *American Journal of Veterinary Research*. 1 juin 2001. Vol. 62, n° 6, pp. 895-900. DOI 10.2460/ajvr.2001.62.895.
- JOHNSTON, C., GOTTLIEB-VEDI, Marianne, DREVEMO, S. et ROEPSTORFF, L., 1999. The kinematics of loading and fatigue in the Standardbred trotter. *Equine Veterinary Journal*. 1999. Vol. 31, n° S30, pp. 249-253. DOI 10.1111/j.2042-3306.1999.tb05228.x.
- JØRGENSEN, Grete et BØE, Knut, 2007. Individual paddocks versus social enclosure for horses. *EAAP Scientific Series*. 1 janvier 2007. Vol. 122, pp. 79-83.

- JØRGENSEN, Grete Helen Meisfjord, BORSHEIM, Linn, MEJDELL, Cecilie Marie, SØNDERGAARD, Eva et BØE, Knut Egil, 2009. Grouping horses according to gender—Effects on aggression, spacing and injuries. *Applied Animal Behaviour Science*. août 2009. Vol. 120, n° 1-2, pp. 94-99. DOI 10.1016/j.applanim.2009.05.005.
- KNUBBEN, J. M., FÜRST, A., GYGAX, L. et STAUFFACHER, M., 2008. Bite and kick injuries in horses: Prevalence, risk factors and prevention. *Equine Veterinary Journal*. 2008. Vol. 40, n° 3, pp. 219-223. DOI 10.2746/042516408X253118.
- LESIMPLE, Clémence, REVERCHON-BILLOT, Lola, GALLOUX, Patrick, STOMP, Mathilde, BOICHOT, Laetitia, COSTE, Caroline, HENRY, Séverine et HAUSBERGER, Martine, 2020. Free movement: A key for welfare improvement in sport horses? *Applied Animal Behaviour Science*. 1 avril 2020. Vol. 225, pp. 104972. DOI 10.1016/j.applanim.2020.104972.
- LÖNNELL, A. C., BRÖJER, J., NOSTELL, K., HERNLUND, E., ROEPSTORFF, L., TRANQUILLE, C. A., MURRAY, R. C., OOMEN, A., VAN WEEREN, R., BITSCHNAU, C., MONTAVON, S., WEISHAUPT, M. A. et EGENVALL, A., 2014. Variation in training regimens in professional showjumping yards: Variation in training regimens in professional showjumping yards. *Equine Veterinary Journal*. mars 2014. Vol. 46, n° 2, pp. 233-238. DOI 10.1111/evj.12126.
- MCCARREL, Taralyn M., 2015. Superficial Digital Flexor Tendon Injury. In : *Robinson's Current Therapy in Equine Medicine* [en ligne]. Elsevier. pp. 813-817. [Consulté le 27 juin 2023]. ISBN 978-1-4557-4555-5. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781455745555001904>
- MCCLINCHEY, H.L., THOMASON, J.J. et RUNCIMAN, R.J., 2004. Grip and Slippage of the Horse's Hoof on Solid Substrates measured ex Vivo. *Biosystems Engineering*. décembre 2004. Vol. 89, n° 4, pp. 485-494. DOI 10.1016/j.biosystemseng.2004.08.004.
- MCGREEVY, Paul, 1997. The prevalence of abnormal behaviours in dressage, eventing and endurance horses in relation to stabling. *Journal of Biological Education*. 1997. Vol. 31, pp. 207-211. DOI 10.1136/vr.137.2.36.
- MEERSHOEK, L. S., SCHAMHARDT, H. C., ROEPSTORFF, L. et JOHNSTON, C., 2001. Forelimb tendon loading during jump landings and the influence of fence height. *Equine Veterinary Journal*. 2001. Vol. 33, n° S33, pp. 6-10. DOI 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05349.x.
- MIESZKOWSKA, Marta, ADAMIĄK, Zbigniew, HOLAK, Piotr, GŁODEK, Joanna, JASTRZĘBSKA, Ewa, WOLIŃSKA, Katarzyna et MIESZKOWSKI, Marcin, 2021. The Effect of Horse Shoeing with Egg Bar Shoes and Shoes with Wedge Pads on the Results of Thermal Imaging of the Equine Distal Limb. *Animals*. 21 mai 2021. Vol. 11, n° 6, pp. 1479. DOI 10.3390/ani11061479.
- MOREAU, Oriane, 2017. *Le déferrage des trotteurs en course : usage, effets, limites et incidence sur les performances*. Thèse de doctorat vétérinaire. Alfort : Faculté de médecine de Créteil.
- MUNOZ-NATES, F., POURCELOT, P., CAMUS, M., RAVARY-PLUMIOEN, B., HAMME, A. Van, LITAISE, C., EMOND, A.-L., BEAUD, L., CHATEAU, H. et CREVIER-DENOIX, N., 2019. External forces and impulses applied to the hind limb of 3 jumping horses at take-off-effects of the fence's height. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 1 mai 2019. Vol. 22, n° sup1, pp. S516-S518. DOI 10.1080/10255842.2020.1715002.
- MURRAY, R. C., DYSON, S. J., TRANQUILLE, C. et ADAMS, V., 2006. Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. *Equine Veterinary Journal*. août 2006. Vol. 38, n° S36, pp. 411-416. DOI 10.1111/j.2042-3306.2006.tb05578.x.

MURRAY, Rachel C., WALTERS, Juli M., SNART, Hannah, DYSON, Sue J. et PARKIN, Tim D.H., 2010. Identification of risk factors for lameness in dressage horses. *The Veterinary Journal*. avril 2010. Vol. 184, n° 1, pp. 27-36. DOI 10.1016/j.tvjl.2009.03.020.

MURRAY, Rachel C., WALTERS, Juli, SNART, Hannah, DYSON, Sue et PARKIN, Tim, 2010. How do features of dressage arenas influence training surface properties which are potentially associated with lameness? *The Veterinary Journal*. novembre 2010. Vol. 186, n° 2, pp. 172-179. DOI 10.1016/j.tvjl.2010.04.026.

OWEN, K. R., SINGER, E. R., CLEGG, P. D., IRELAND, J. L. et PINCHBECK, G. L., 2012. Identification of risk factors for traumatic injury in the general horse population of north-west England, Midlands and north Wales: Risk factors for traumatic injuries. *Equine Veterinary Journal*. mars 2012. Vol. 44, n° 2, pp. 143-148. DOI 10.1111/j.2042-3306.2011.00387.x.

PANAGIOTOPOULOU, Olga, RANKIN, Jeffery W., GATESY, Stephen M. et HUTCHINSON, John R., 2016. A preliminary case study of the effect of shoe-wearing on the biomechanics of a horse's foot. *PeerJ*. 14 juillet 2016. Vol. 4, pp. e2164. DOI 10.7717/peerj.2164.

PARDOE, C. H., MCGUIGAN, M. P., ROGERS, K. M., ROWE, L. L. et WILSON, A. M., 2001. The effect of shoe material on the kinetics and kinematics of foot slip at impact on concrete. *Equine Veterinary Journal*. avril 2001. Vol. 33, n° S33, pp. 70-73. DOI 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05363.x.

PARKES, R. S. V. et WITTE, T. H., 2015. The foot-surface interaction and its impact on musculoskeletal adaptation and injury risk in the horse: Foot-surface interaction. *Equine Veterinary Journal*. septembre 2015. Vol. 47, n° 5, pp. 519-525. DOI 10.1111/evj.12420.

POLLITT, Christopher C., 2004. Anatomy and physiology of the inner hoof wall. *Clinical Techniques in Equine Practice*. mars 2004. Vol. 3, n° 1, pp. 3-21. DOI 10.1053/j.ctep.2004.07.001.

POLLITT, Christopher C., 2008. *Equine laminitis: current concepts*. Barton, A.C.T. : Rural Industries Research and Development Corporation. ISBN 978-1-74151-651-7.

POWERS, Pippa, 2002. THE TAKE OFF KINEMATICS OF JUMPING HORSES IN A PUISSANCE COMPETITION. *ISBS publication*. 2002. pp. 151-155.

POWERS, Pnr et HARRISON, Aj, 1999. Models for biomechanical analysis of jumping horses. *Journal of Equine Veterinary Science*. décembre 1999. Vol. 19, n° 12, pp. 799-806. DOI 10.1016/S0737-0806(99)80172-5.

RATZLAFF, Marc H., HYDE, Martha L., HUTTON, David V., RATHGEBER, Rhonda A. et BALCH, Olin K., 1997. Interrelationships between moisture content of the track, dynamic properties of the track and the locomotor forces exerted by galloping horses. *Journal of Equine Veterinary Science*. janvier 1997. Vol. 17, n° 1, pp. 35-42. DOI 10.1016/S0737-0806(97)80456-X.

RIEMERSMA, D. J., VAN DEN BOGERT, A. J., JANSEN, Margot O. et SCHAMHARDT, H. C., 1996. Tendon strain in the forelimbs as a function of gait and ground characteristics and in vitro limb loading in ponies. *Equine Veterinary Journal*. 1996. Vol. 28, n° 2, pp. 133-138. DOI 10.1111/j.2042-3306.1996.tb01605.x.

RIVERA, E., BENJAMIN, S., NIELSEN, B., SHELLE, J. et ZANELLA, A.J., 2002. Behavioral and physiological responses of horses to initial training: the comparison between pastured versus stalled horses. *Applied Animal Behaviour Science*. septembre 2002. Vol. 78, n° 2-4, pp. 235-252. DOI 10.1016/S0168-1591(02)00091-6.

ROEPSTORFF, L., JOHNSTON, C. et DREVEMO, S., 2010. The effect of shoeing on kinetics and kinematics during the stance phase. *Equine Veterinary Journal*. 10 juin 2010. Vol. 31, n° S30, pp. 279-285. DOI 10.1111/j.2042-3306.1999.tb05235.x.

- ROSE-MEIERHÖFER, Sandra, KLAER, Sabine, AMMON, Christian, BRUNSCH, Reiner et HOFFMANN, Gundula, 2010. Activity Behavior of Horses Housed in Different Open Barn Systems. *Journal of Equine Veterinary Science*. novembre 2010. Vol. 30, n° 11, pp. 624-634. DOI 10.1016/j.jevs.2010.10.005.
- SETTERBO, J. J., FYHRIE, P. B., HUBBARD, M., UPADHYAYA, S. K. et STOVER, S. M., 2013. Dynamic properties of a dirt and a synthetic equine racetrack surface measured by a track-testing device: Dynamic properties of racetrack surfaces measured by a track-testing device. *Equine Veterinary Journal*. janvier 2013. Vol. 45, n° 1, pp. 25-30. DOI 10.1111/j.2042-3306.2012.00582.x.
- SETTERBO, Jacob J., GARCIA, Tanya C., CAMPBELL, Ian P., REESE, Jennifer L., MORGAN, Jessica M., KIM, Sun Y., HUBBARD, Mont et STOVER, Susan M., 2009. Hoof accelerations and ground reaction forces of Thoroughbred racehorses measured on dirt, synthetic, and turf track surfaces. *American Journal of Veterinary Research*. octobre 2009. Vol. 70, n° 10, pp. 1220-1229. DOI 10.2460/ajvr.70.10.1220.
- SPRICK, Miriam Maria Flurina, 2018. *The influence of aluminium, steel and polyurethane shoeing systems and of the unshod hoof on the injury risk of a horse kick: an ex vivo experimental study* [en ligne]. University of Zurich. [Consulté le 5 juillet 2023]. Disponible à l'adresse : <https://www.zora.uzh.ch/id/eprint/156773>
- SYKES, B.W., HEWETSON, M., HEPBURN, R.J., LUTHERSSON, N. et TAMZALI, Y., 2015. European College of Equine Internal Medicine Consensus Statement-Equine Gastric Ulcer Syndrome in Adult Horses. *Journal of Veterinary Internal Medicine*. septembre 2015. Vol. 29, n° 5, pp. 1288-1299. DOI 10.1111/jvim.13578.
- TAKAHASHI, Yuji, YOSHIHARA, Eiru et TAKAHASHI, Toshiyuki, 2022. Comparison of Heel Movement Between two Different Glue-on Type Shoes and Nailed Shoes in Thoroughbreds. *Journal of Equine Veterinary Science*. juin 2022. Vol. 113, pp. 103939. DOI 10.1016/j.jevs.2022.103939.
- THOMASON, J. J., 2010. Variation in surface strain on the equine hoof wall at the midstep with shoeing, gait, substrate, direction of travel, and hoof shape. *Equine Veterinary Journal*. 10 juin 2010. Vol. 30, n° S26, pp. 86-95. DOI 10.1111/j.2042-3306.1998.tb05126.x.
- THOMASON, Jeffrey J. et PETERSON, Michael L., 2008. Biomechanical and Mechanical Investigations of the Hoof-Track Interface in Racing Horses. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*. avril 2008. Vol. 24, n° 1, pp. 53-77. DOI 10.1016/j.cveq.2007.11.007.
- TRASCHEL, D. S., POPOT, M. A., GARCIA, P., BAILLY-CHOURIBERRY, L., BONNAIRE, Y, MOIROUD, C., JACQUET, S. et DENOIX, J. M., 2014. Incidence du déferrage sur les valeurs sanguines de cortisol et d'adrénaline chez le cheval trotteur en situation de course. In : *AVEF - Conférence annuelle*. Pau : Association des Vétérinaire Equins Français. 2014. pp. 31.
- VALÁŠEK, Petr, MÜLLER, Miroslav et JAMELSKÁ, Michaela, 2015. THE INFLUENCE BREEDING ON THE MECHANICAL PROPERTIES OF THE HOOF HORN IN CZECH WARBLOOD HORSES. In : *Proceedings of the 7th International Scientific Conference Rural Development 2015* [en ligne]. Aleksandras Stulginskis University, Lithuania : Aleksandras Stulginskis University. 19 novembre 2015. [Consulté le 26 juillet 2023]. ISBN 978-609-449-092-7. Disponible à l'adresse : <http://conf.rd.asu.lt/index.php/rd/article/view/14>
- WALDERN, Nina M., WIESTNER, Thomas, RAMSEIER, Lea C., AMPORT, Claude et WEISHAUPT, Michael A., 2013. Effects of shoeing on limb movement and ground reaction forces in Icelandic horses at walk, tölt and trot. *The Veterinary Journal*. décembre 2013. Vol. 198, pp. e103-e108. DOI 10.1016/j.tvjl.2013.09.042.
- WALTERS, J. M., PARKIN, T., SNART, H. A. et MURRAY, R. C., 2008. Current management and training practices for UK dressage horses. *Comparative Exercise Physiology*. mai 2008. Vol. 5, n° 2, pp. 73-83. DOI 10.1017/S1478061508017040.

WILLEMEN, M. A., JACOBS, M. W. H. et SCHAMHARDT, H. C., 2010. In vitro transmission and attenuation of impact vibrations in the distal forelimb. *Equine Veterinary Journal*. 10 juin 2010. Vol. 31, n° S30, pp. 245-248. DOI 10.1111/j.2042-3306.1999.tb05227.x.

WILLEMEN, M. A., SAVELBERG, H. H. C. M. et BARNEVELD, A., 1999. The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. *Equine Veterinary Journal*. janvier 1999. Vol. 31, n° 1, pp. 25-30. DOI 10.1111/j.2042-3306.1999.tb03787.x.

WILLEMEN, M.A., SAVELBERG, H.H.C.M. et BARNEVELD, A., 1997. The improvement of the gait quality of sound trotting warmblood horses by normal shoeing and its effect on the load on the lower forelimb. *Livestock Production Science*. décembre 1997. Vol. 52, n° 2, pp. 145-153. DOI 10.1016/S0301-6226(97)00130-9.

WILSON, Alan et WELLER, Renate, 2011. The Biomechanics of the Equine Limb and Its Effect on Lameness. In : *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse* [en ligne]. Elsevier. pp. 270-281. [Consulté le 27 juin 2023]. ISBN 978-1-4160-6069-7. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781416060697000262>

YARNELL, Kelly, HALL, Carol, ROYLE, Chris et WALKER, Susan L., 2015. Domesticated horses differ in their behavioural and physiological responses to isolated and group housing. *Physiology & Behavior*. mai 2015. Vol. 143, pp. 51-57. DOI 10.1016/j.physbeh.2015.02.040.

YOSHIHARA, E., TAKAHASHI, T., OTSUKA, N., ISAYAMA, T., TOMIYAMA, T., HIRAGA, A. et WADA, S., 2010. Heel movement in horses: comparison between glued and nailed horse shoes at different speeds: Heel movement: comparison between glued and nailed horse shoes. *Equine Veterinary Journal*. novembre 2010. Vol. 42, pp. 431-435. DOI 10.1111/j.2042-3306.2010.00243.x.

AVANTAGES ET INCONVENIENTS DES PIEDS NUS CHEZ LES CHEVAUX DE SAUT D'OBSTACLE ET DE DRESSAGE

Auteur

TUGLER Joanna

Résumé

La pratique des pieds nus se popularise chez les chevaux de sport, dont l'appareil locomoteur est soumis à des contraintes particulières, en lien avec le type d'exercices qui leurs sont demandés.

Au repos, garder les chevaux pieds nus a l'avantage de diminuer considérablement le risque de blessures graves liées aux coups tout en permettant une vie en groupe.

Le fonctionnement pied nu entraîne des modifications des paramètres cinétiques et cinématiques. Les chevaux sont sensiblement plus rapides et le mouvement du membre est légèrement modifié lors de la phase de soutien. Ces modifications peuvent avoir une influence sur leur performance. Le fonctionnement mécanique du pied est également modifié. Les talons sont libres de s'écarter nettement plus lorsque le pied est non ferré. Ceci permettrait un meilleur amortissement, mais il est possible que la pénétration du talon dans un sol mou soit moins importante, entraînant une tension plus importante sur certaines structures déjà particulièrement mises sous contrainte.

Les rôles principaux du fer sont d'apporter une protection au pied et une adhérence au sol suffisante. Cette protection est d'autant plus nécessaire lorsque les chevaux évoluent sur un sol dur et lorsque l'usure des pieds est importante. De nombreuses alternatives à la ferrure classique se développent, avec chacune leurs avantages et leur inconvénients par rapport au fonctionnement du pied recherché.

Mots-clés

Cheval, Pied, Anatomie, Biomécanique, Ferrure

Jury

Président du jury : Pr PIN Didier

Directeur de thèse : Dr GANGL Monika

1er assesseur : Pr CADORE Jean-Luc

2ème assesseur : Pr SCHRAMME Mickael