



## Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)

OATAO is an open access repository that collects the work of Toulouse researchers and makes it freely available over the web where possible.

This is an author-deposited version published in : <http://oatao.univ-toulouse.fr/>  
Eprints ID : 17788

**To cite this version :**

Pujol, Raymond. *Étude bibliographique et expérimentale de l'effet de l'amortissement des fers sur la locomotion et la prévention des affections locomotrices chez le cheval de sport*. Thèse d'exercice, Médecine vétérinaire, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse - ENVT, 2016, 103 p.

Any correspondence concerning this service should be sent to the repository administrator: [staff-oatao@inp-toulouse.fr](mailto:staff-oatao@inp-toulouse.fr).

# ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE ET EXPERIMENTALE DE L'EFFET DE L'AMORTISSEMENT DES FERS SUR LA LOCOMOTION ET LA PRÉVENTION DES AFFECTIONS LOCOMOTRICES CHEZ LE CHEVAL DE SPORT

---

THESE  
pour obtenir le grade de  
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement  
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

*par*

**PUJOL Raymond**  
Né, le 13 juillet 1991 à Castres (81)

---

**Directeur de thèse : Mme Sophie PRADIER**

---

## JURY

PRESIDENT :

**M. Jérôme SALES de GAUZY**

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

DIRECTRICE DE THESE :

**Mme Sophie PRADIER**

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

ASSESEUR :

**Mme Aude FERRAN**

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

MEMBRE INVITE :

**Mme Elodie LALLEMAND**

Assistant d'enseignement et de recherche contractuel à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE



**Ministère de l'Agriculture de l'Agroalimentaire et de la Forêt  
ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE**

**Directrice : Madame Isabelle CHMITELIN**

**PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE**

- M. **AUTEFAGE André**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **CLAUW Martine**, *Pharmacie-Toxicologie*
- M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
- M **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie Pathologique*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- M. **FRANC Michel**, *Parasitologie et Maladies parasitaires*
- M. **MILON Alain**, *Microbiologie moléculaire*
- M. **MARTINEAU Guy**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*
- M **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **REGNIER Alain**, *Physiopathologie oculaire*
- M. **SHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

**PROFESSEURS 1° CLASSE**

- M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
- M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Physiologie et Thérapeutique*
- Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **DUCOS Alain**, *Zootéchnie*
- M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
- Mme **HAGEN-PICARD, Nicole**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **SANS Pierre**, *Productions animales*
- Mme **TRUMEL Catherine**, *Biologie Médicale Animale et Comparée*

**PROFESSEURS 2° CLASSE**

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des aliments*
- Mme **BENARD Geneviève**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
- Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des aliments d'Origine animale*
- M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **GUERIN Jean-Luc**, *Aviculture et pathologie aviaire*
- M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- M. **LIGNEREUX Yves**, *Anatomie*
- M. **PICAVET Dominique**, *Pathologie infectieuse*

**PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE**

- Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*
- M **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

#### **MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE**

- M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*  
Mme **BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*  
Mme **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*  
Mme **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie*  
Mme **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*  
M. **DOSSIN Olivier**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*  
M. **JOUGLAR Jean-Yves**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*  
Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*  
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*  
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*  
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*

#### **MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)**

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*  
Mme **BENNIS-BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*  
Mme **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*  
Mme **BOUHSIRA Emilie**, *Parasitologie, maladies parasitaires*  
M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*  
M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*  
M. **CUEVAS RAMOS Gabriel**, *Chirurgie Equine*  
Mme **DANIELS Hélène**, *Microbiologie-Pathologie infectieuse*  
Mme **DEVIERS Alexandra**, *Anatomie-Imagerie*  
M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophthalmologie vétérinaire et comparée*  
Mme **FERRAN Aude**, *Physiologie*  
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*  
Mme **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique des animaux de rente*  
Mme **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*  
M. **LE LOC'H Guillaume**, *Médecine zoologique et santé de la faune sauvage*  
M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*  
M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*  
Mme **MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation*  
Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie Chirurgicale*  
M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*  
M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction (en disponibilité)*  
Mme **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*  
Mme **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*  
Mme **PRADIER Sophie**, *Médecine interne des équidés*  
M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales (ruminants)*  
M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et Infectiologie*  
M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*  
Mme **WASET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*

#### **ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS**

- Mme **COSTES Laura**, *Hygiène et industrie des aliments*  
Mme **LALLEMAND Elodie**, *Chirurgie des Equidés*  
M. **TANIS Jean-Benoît**, *Anatomie – Imagerie Médicale*



## **Remerciements**

**Au président de thèse, Monsieur le Professeur Jérôme Sales de Gauzy,**

*Professeur des Universités*

*Praticien hospitalier en chirurgie orthopédique pédiatrique*

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence du jury de thèse, veuillez accepter, Monsieur, toute ma gratitude.

**Au jury,**

**Au membre invité, Madame le Docteur Elodie Lallemand,**

*Consultante en chirurgie et orthopédie équine à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse*

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse, pour votre accompagnement, votre encadrement, vos précieux conseils, votre disponibilité et votre sympathie tout au long de ces années d'études et de thèse, pour la confiance accordée dans ce travail, veuillez accepter mes plus sincères remerciements et mon profond respect.

**A la directrice de thèse, Madame le Docteur Sophie Pradier,**

*Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse*

*Médecine interne des équidés*

Pour votre accompagnement durant ces années d'études, pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse, veuillez accepter mes sincères remerciements.

**A l'assesseur, Madame le Docteur Aude Ferran,**

*Maître de conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse*

*Physiologie et thérapeutique*

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse, veuillez accepter mes sincères remerciements.

**A l'équipe de Valuefeed, Thibaut et Maxime Rooryck,**

Pour m'avoir permis de réaliser cette étude, pour votre disponibilité et votre sympathie, sincères remerciements.





## Table des matières

Table des illustrations.....	12
Table des annexes.....	14
Table des abréviations.....	15
Introduction.....	17
PARTIE I : Le pied dans la locomotion du cheval .....	19
A. Anatomie fonctionnelle du pied du cheval.....	19
1. La boîte cornée .....	20
1.1. La paroi .....	20
1.2. La sole .....	22
1.3. La fourchette .....	22
2. Le chorion .....	23
3. Coussinet digital et cartilages unguulaires .....	24
3.1. Coussinet digital .....	24
3.2. Cartilages unguulaires .....	25
4. Les structures ostéoarticulaires .....	26
4.1. Histologie fonctionnelle des os et articulations.....	27
4.2. L'articulation interphalangienne distale.....	29
5. Vascularisation du pied .....	32
6. Tendons fléchisseurs .....	34
6.1. Tendon fléchisseur superficiel du doigt et son ligament accessoire .....	35
6.2. Tendon fléchisseur profond du doigt et son ligament accessoire.....	36
6.3. Muscle interosseux III.....	37

B.	Les différentes phases lors de l'appui du pied du cheval et les différentes sollicitations mécaniques .....	39
1.	Contact initial et choc initial .....	39
2.	Phase d'amortissement .....	40
3.	Phase de mise en charge et de propulsion .....	42
C.	Implication de la ferrure dans la locomotion du cheval .....	43
1.	Poids du fer.....	43
2.	Amortissement .....	43
3.	Adhérence.....	44
4.	Equilibre .....	44
PARTIE II : L'amortissement dans la locomotion du cheval .....		45
A.	Facteurs impliqués dans l'amortissement chez le cheval.....	46
1.	Adaptations du membre du cheval et amortissement.....	46
1.1.	Les vibrations générées par le choc et les frottements .....	46
1.2.	Déformations du membre atténuant les chocs.....	46
1.3.	Influence de l'allure du cheval .....	49
2.	Le sol .....	50
2.1.	Les données cinétiques .....	50
2.2.	Les données cinématiques .....	53
2.3.	Cas particulier du travail sur le cercle .....	53
3.	La ferrure (matériaux amortissants) .....	55
B.	Implications de l'amortissement sur le cheval .....	56
1.	Conséquences d'une exposition chronique à l'impact chez le cheval.....	56
1.1.	Conséquences communes aux mammifères : les arthropathies dégénératives... 56	
1.2.	Particularité des chevaux.....	56

2.	Effet de l'amortissement sur les performances, apport des données chez l'Homme	58
2.1.	Influence de la forme des chaussures .....	58
2.2.	Caractéristiques des chaussures selon la discipline.....	58
2.3.	Notion d'économie d'énergie et d'amortissement .....	59
PARTIE III : Etude expérimentale comparative du poids et de l'amortissement de plusieurs ferrures disponibles sur le marché .....		62
A.	Matériel et méthode.....	63
1.	Matériel testé :.....	63
2.	Expérience 1 : Etude du poids des différentes ferrures .....	65
3.	Expérience 2 : Etude de la capacité des fers à absorber les vibrations suite à un impact.....	66
4.	Expérience 3 : Etude de l'élasticité des fers.....	68
B.	Résultats .....	70
1.	Expérience 1 : Etude du poids des différentes ferrures .....	70
2.	Expérience 2 : Etude de la capacité des fers à absorber les vibrations suite à un impact.....	71
3.	Expérience 3 : Etude de l'élasticité des fers.....	76
C.	Discussion .....	79
Conclusion.....		83
Bibliographie.....		85
Annexes.....		93

## Table des illustrations

### Table des figures :

Figure 1 : première décomposition du mouvement du cheval au galop, photos prises par Eadweard Muybridge publiées en 1887 .....	17
Figure 2 : coupe sagittale du pied du cheval (2) .....	19
Figure 3 : division de la paroi du pied (3) .....	20
Figure 4 : organisation structurelle de la boîte cornée .....	21
Figure 5 : vue palmaire du pied (3) .....	22
Figure 6 : chorion après ablation du sabot, partie collatérale (7) .....	23
Figure 7 : coupe frontale de l'aspect palmaire du pied (7) .....	24
Figure 8 : coupe sagittale du pied (7) .....	26
Figure 9 : squelette du pied en vue latérale (9) .....	29
Figure 10 : tendons et ligaments du doigt du cheval, vue latérale (11) .....	31
Figure 11 : artères du pied (5) .....	32
Figure 12 : préparation après injection-corrosion des veines et artères du pied, vue latérale (7) .....	33
Figure 13 : appareil musculo-tendineux de la main du cheval : disposition schématique (11) .....	34
Figure 14 : contraintes exercées sur le muscle interosseux III, les tendons fléchisseurs et leurs ligaments accessoires pendant la phase d'appui (11) .....	35
Figure 15 : tolérance d'une déformation pour un tissu viscoélastique tel que l'os .....	38
Figure 16 : les phases d'appui (15) .....	39
Figure 17 : point d'application et décomposition de la force de réaction du sol .....	40
Figure 18 : mouvement des articulations du pied lors de son posé (15) .....	41
Figure 19 : déformation du sabot lors de la phase d'appui (18) .....	47
Figure 20 : coupes sagittales de l'articulation interphalangienne distale en flexion et extension (17) .....	48
Figure 21 : force de réaction au sol longitudinale (ligne du haut) et verticale (ligne du bas) mesurée grâce au fer dynamométrique 3D chez trois chevaux de gauche à droite, au trot à 9,7 m/s (35 km/h) sur deux pistes (sable fibré-huilé - F, sable concassé - S) (34) .....	50

Figure 22 : valeurs de la force maximale de freinage et du moment de sa survenue au cours de l'appui, obtenues lors d'enregistrements réalisés sur 10 pistes (34).....	52
Figure 23 : décélérations verticale à l'impact ( $m.s^{-2}$ ) obtenues lors d'enregistrements réalisés sur 10 pistes (34) .....	52
Figure 24 : schéma de courbes de la force en fonction du temps pour un sol dur et souple (25).....	54
Figure 25 : fers testés .....	64
Figure 26 : montage de l'expérience 2 .....	66
Figure 27 : montage de l'expérience 3 .....	68
Figure 28 : densité moyenne de chaque catégorie de fer .....	70
Figure 29 : étude de l'accélération des ondes en fonction du temps, après impact, mesurée sur la face "cheval" .....	72
Figure 30 : fonction de réponse en fréquence entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face "cheval" du fer en acier de Kerckhaert .....	73
Figure 31 : résistance des fers en acier, aluminium de Mustad et Valuefeet à une force de compression .....	76
Figure 32 : résistance de tous les fers testés à une force de compression .....	77

## Table des tableaux

Tableau 1 : résumé des valeurs maximales des composantes de la force de réaction du sol selon l'allure (32).....	49
Tableau 2 : fréquence de résonance et "damping ratio" pour la FRF entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face "cheval" .....	74
Tableau 3 : déformation des fers sous une contrainte de 20kN .....	78
Tableau 4 : déformation plastique des fers après une compression .....	78

## **Table des annexes**

**Annexe 1** : Résultats de l'expérience 1.

**Annexe 2** : Analyse de l'étude temporelle des ondes suite à l'impact du marteau, mesuré par l'accéléromètre sur la face "cheval", Détermination de la durée nécessaire pour avoir une diminution d'amplitude maximale de 90%.

**Annexe 3** : Courbes de FRF (Fonction de Réponse en Fréquence) entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face "cheval".

**Annexe 4** : Tracé des FRF entre les deux accéléromètres sur chaque face du fer.

## **Table des abréviations**

AIPD : Articulation interphalangienne distale.

AIPP : Articulation interphalangienne proximale.

TFSD : Tendon fléchisseur superficiel du doigt.

TFPD : Tendon fléchisseur profond du doigt.

MIO III : Muscle interosseux III.

P1 : Phalange proximale.

P2 : Phalange moyenne.

P3 : Phalange distale.

GRF : Ground reaction force, force de réaction du sol.





## Introduction

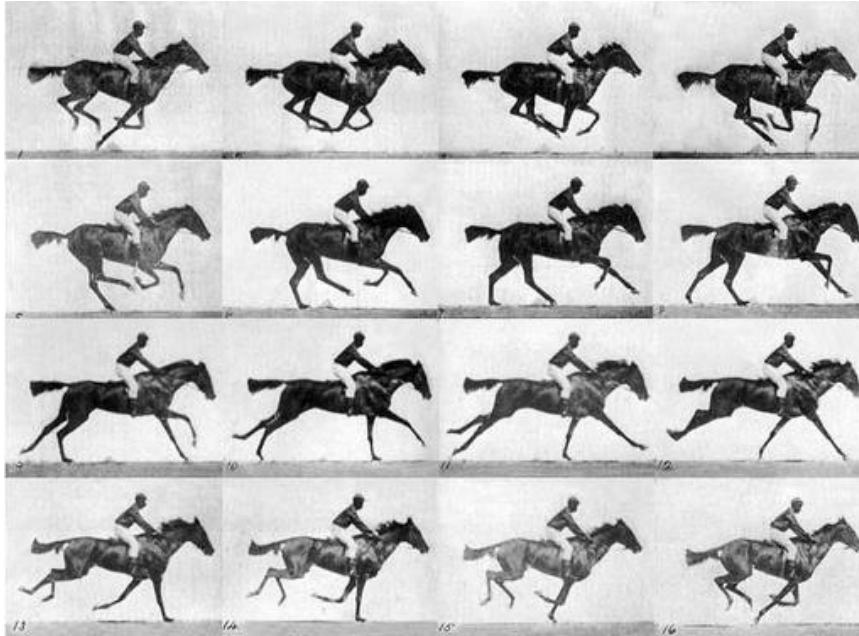


Figure 1 : première décomposition du mouvement du cheval au galop, photos prises par Eadweard Muybridge publiées en 1887

La locomotion du cheval est un domaine depuis longtemps étudié, les premiers travaux décomposant le mouvement du cheval remontent à 1887 par Eadweard Muybridge qui réalisa des séries de photos du cheval à des allures différentes publiées dans son ouvrage *Animal Locomotion* à Philadelphie. L'évolution de l'informatique a permis le développement de nouvelles techniques d'analyse de la locomotion permettant ainsi d'en faire un domaine d'étude privilégié de la médecine équine.

Le cheval étant un athlète, son appareil locomoteur est particulièrement sollicité, et en conséquence les boiteries sont fréquentes et représentent un impact économique majeur et une des premières causes de réforme précoce du cheval de sport et de course.

Le pied du cheval est particulièrement sollicité dans les phases d'appui. Lors de l'impact, le sabot se comporte comme une masse ayant acquis une vitesse et décélérant brutalement. La pression exercée au sol est contrebalancée par une force de réaction du sol s'exprimant sous forme d'un vecteur à orientation proximo-caudale.

Les effets de ses forces sont multiples et le cheval s'adapte par une anatomie adaptée à son activité d'athlète. Cependant l'amortissement peut être un facteur important pour diminuer les effets délétères des forces d'impact, permettant ainsi de prévenir des affections locomotrices et d'augmenter les performances du cheval.

Le travail présenté vise à faire une synthèse des données physiologiques du cheval athlète pour répondre à la course, en décrivant l'anatomie du pied et sa locomotion naturelle. Par la suite, le principe d'amortissement sera présenté, car celui-ci dépend de nombreux facteurs, et peut être influencé par la ferrure. Dans la dernière partie bibliographique nous décrivons les effets d'un amortissement sur la prévention des affections orthopédiques et sur les performances du cheval.

Dans une seconde partie, une étude expérimentale sera présentée. Cette étude vise à déterminer certaines caractéristiques physiques des fers disponibles sur le marché, à savoir une ferrure en acier, différents fers en aluminium et des fers plus originaux multi matériaux. Le poids de la ferrure, la régularité de l'épaisseur au sein des fers, la capacité d'amortissement des ondes suite à un impact et la résistance à une compression seront étudiés et comparés entre chaque type de fer.

Dans la suite de cet exposé, nous nous focaliserons sur un membre antérieur car les phases de la locomotion sont identiques entre les membres thoraciques et pelviens, et nous verrons qu'il n'y a pas de différence quant à l'effet des forces sur ces membres par rapport aux postérieurs. Pour des raisons de clarté nous avons donc décidé de ne pas présenter les données physiologiques pour les membres postérieurs.

# PARTIE I : Le pied dans la locomotion du cheval

## A. Anatomie fonctionnelle du pied du cheval

Le pied est particulièrement sollicité lors de la locomotion du cheval, notamment lors des phases d'appui. A l'impact, le sabot se comporte comme une masse, il supporte alors des pressions importantes, et répond en se déformant et en mettant en tension toutes les structures anatomiques du membre. L'analyse de la biomécanique du pied implique la prise en compte de son anatomie et du comportement mécanique de ses structures (1).

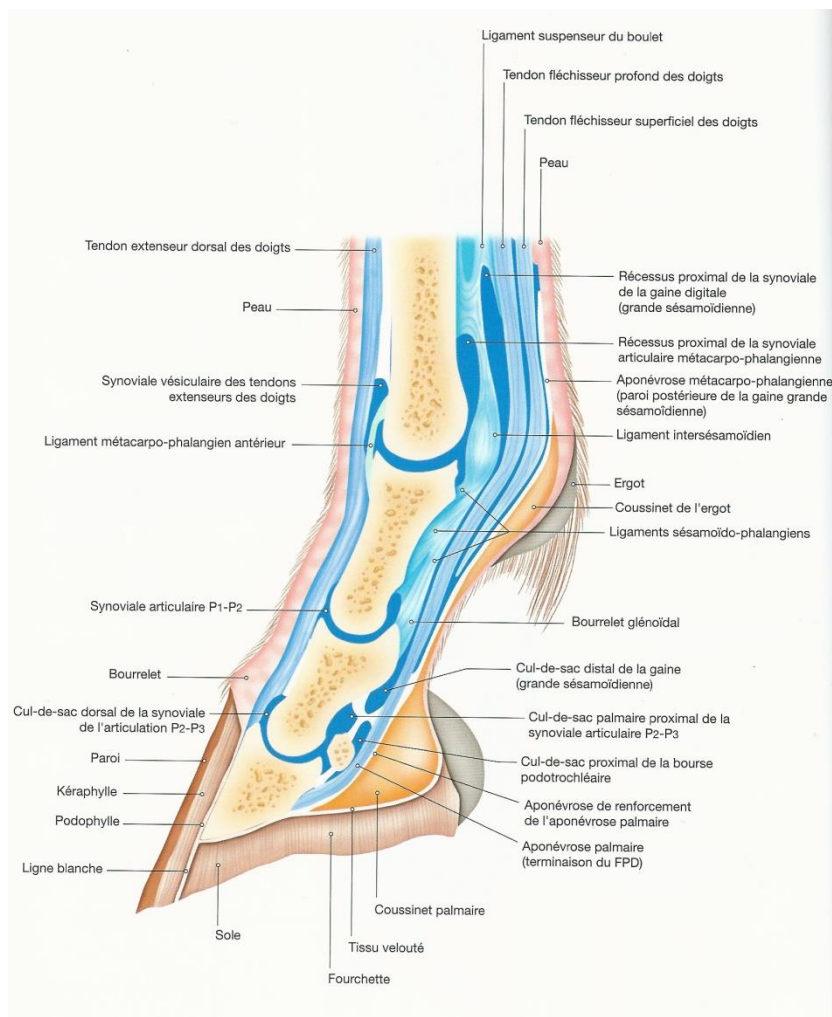


Figure 2 : coupe sagittale du pied du cheval (2)

## 1. La boîte cornée

La boîte cornée regroupe la paroi, la sole et la fourchette :

### 1.1. La paroi

La paroi est l'équivalent d'un ongle modifié extrêmement puissant, épais et solide. Produite par le bourrelet coronal, elle s'allonge sans cesse en direction de son bord distal où elle subit une usure permanente au contact du sol pour les pieds non ferrés. Cette progression constante de la corne, appelée "avalure", est d'environ 1 à 2 centimètres par mois en pince.

Afin de faciliter sa description, on la divise habituellement en quatre parties aux limites peu identifiables que sont la pince, les mamelles, les quartiers et les talons (3).

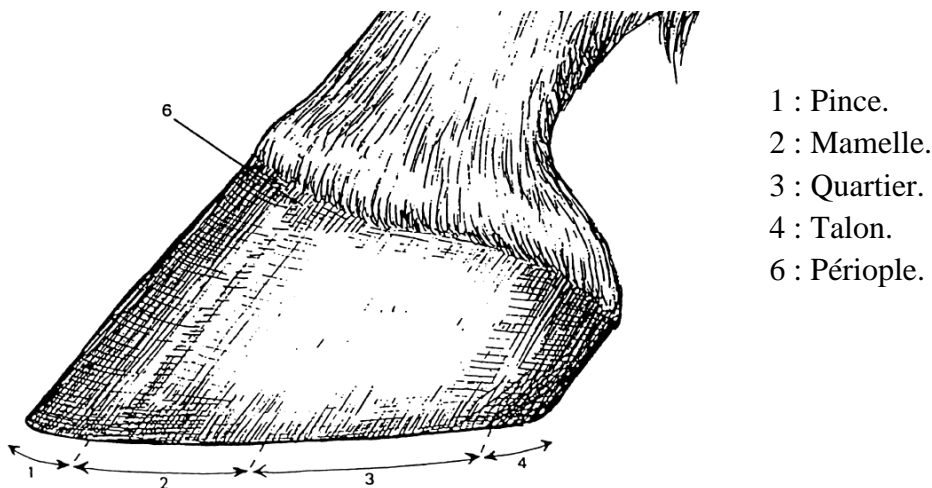


Figure 3 : division de la paroi du pied (3)

En talons, la paroi se réfléchit brusquement pour se poursuivre en bordure de la fourchette par les barres. Ces structures sont importantes lors de la locomotion du cheval puisqu'elles participent de par la continuité avec la paroi et leur disposition, à un abaissement du talon lors de la mise en charge du pied, et jouent donc un rôle de ressort (4).

La paroi est formée de trois couches, la couche interne ou *stratum internum*, la couche moyenne (*stratum medium*) et la couche externe (*stratum externum*).

Le *stratum externum* est une corne tubulaire souple couvrant la paroi. Sa partie proximale constitue le périople (produit par le bourrelet limbique).

Le *stratum medium* constitue la couche la plus épaisse et la plus résistante de la paroi. Le *stratum medium* est formé de nombreux tubules cornés, parallèles, orientés selon le grand axe de la paroi et connectés entre eux par de la corne intertubulaire. Chaque tubule corné présente

une longue cavité cylindrique, la médulla, limitée par des cellules corticales kératinisées. L'extrémité proximale de la médulla loge une papille du bourrelet coronal qui produit les cellules corticales kératinisées. La disposition en tubules de la corne du *stratum medium* lui confère solidité et résistance à la déformation. La corne intertubulaire assure la cohésion entre les tubules et diminue les mouvements de cisaillement entre eux. Cette structure permet de réaliser un compromis entre la rigidité et la capacité à absorber l'énergie lors de l'impact.

Le *stratum internum* est aussi appelé le kéraphylle, ensemble de lamelles de corne souple étendues en ligne droite du bord coronal au bord solaire de la paroi. Sa corne molle est produite par le podophylle avec lequel il s'engrène (4).

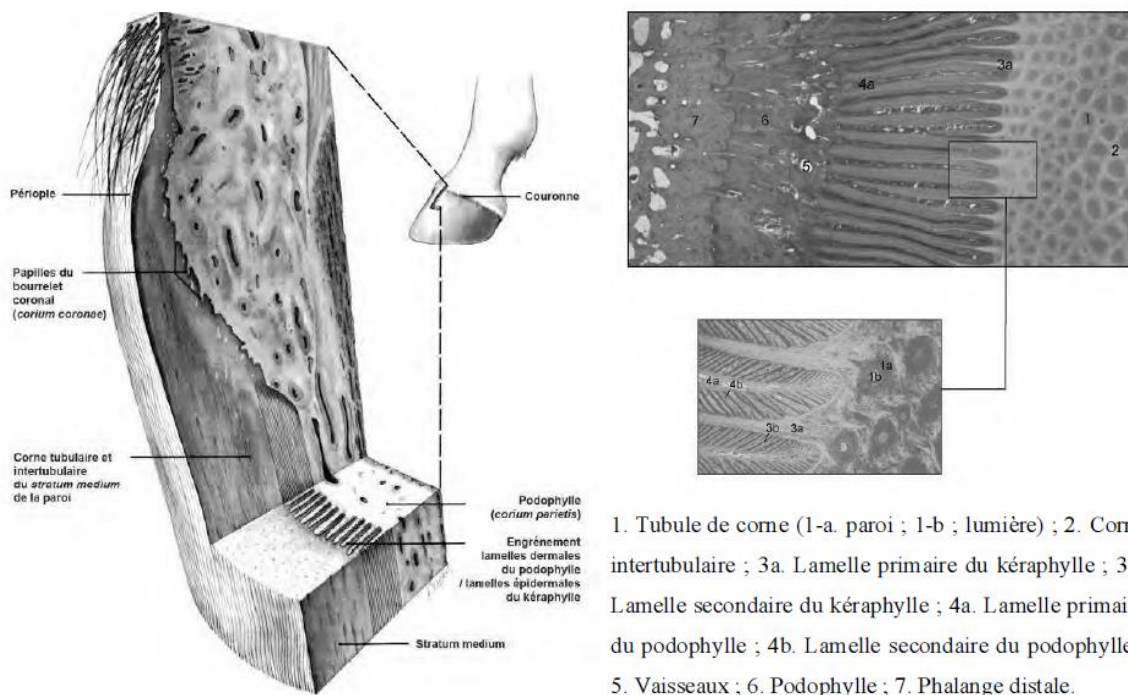


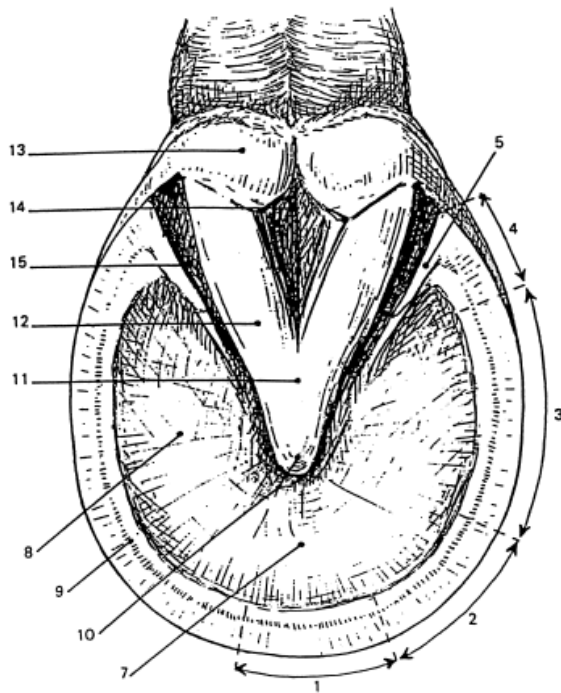
Figure 4a : vue tridimensionnelle de la couronne et de la paroi (5)

Figure 4b : coupe histologique de l'engrènement podophylle/kéraphylle (6)

Figure 4 : organisation structurale de la boîte cornée

La corne est donc une formation épidermique qui a pour fonction de résister à la mise en charge au cours de l'appui, de participer à l'amortissement, de résister à l'abrasion du sol, de limiter la déshydratation et de protéger les structures internes du pied (1).

## 1.2. La sole



### Paroi :

- 1 : Pince.
- 2 : Mamelle.
- 3 : Quartier.
- 4 : Talon.
- 5 : Barre.

### Sole :

- 7 : Corps de la sole.
- 8 : Branche de la sole.
- 9 : Ligne blanche.

### Fourchette :

- 10 : Pointe.
- 11 : Corps.
- 12 : Branche.
- 13 : Glome.
- 14 : Lacune médiane.
- 15 : Lacune latérale.

Figure 5 : vue palmaire du pied (3)

La sole est criblée de petits orifices correspondant à l'origine d'un tubule corné dont chacun reçoit une papille dermale du tissu velouté solaire.

La corne solaire est plus souple et plus molle que celle de la paroi. Elle a la même structure que le *stratum médium* de la paroi mais son hydratation est plus importante (33 % d'eau comparé à 25% pour la paroi) (4).

## 1.3. La fourchette

Le corps de la fourchette se divise palmairement en deux branches séparées par une "lacune médiane" : le sillon cunéal central. De chaque côté, le bord de la fourchette délimite avec la barre un sillon paracunéal anciennement "lacune latérale". (Figure 5)

La fourchette est formée de corne souple. Sa structure est uniquement tubulaire et non fibreuse (à la différence de la paroi et de la sole). La souplesse et l'élasticité de sa corne participent aux phénomènes d'amortissement du pied (4).

## 2. Le chorion

Le chorion est la partie du tégument qui se trouve mise à nu lorsque la boîte cornée du sabot a été enlevée.

On reconnaît 5 parties nettement distinctes par l'aspect, la topographie et le rôle : le chorion coronal (*corium coronae*), le chorion limbique (*corium limbi*), le chorion pariétal ou podophylle (*corium parietis*), le chorion de la sole (*corium soleae*), et le chorion de la fourchette (*corium cunei*) (7).



- 1 : Chorion coronal.
- 2 : Chorion limbique.
- 3 : Chorion pariétal.
- 4 : Chorion de la fourchette.
- 5 : Chorion de la sole.

Figure 6 : chorion après ablation du sabot, partie collatérale (7)

Les chorions coronal et limbique produisent la corne de la paroi. Le chorion limbique produit à la fois le périople et le *stratum externum* de la corne, le chorion coronal produit le *stratum medium* de la paroi. Il est couvert de papilles filiformes fortes et longues (5 à 6 mm de long). Les cellules germinatives qui couvrent le flanc des papilles produisent la corne tubulaire de la paroi, tandis que les cellules germinatives situées entre les papilles donnent la corne intertubulaire.

Le chorion pariétal ou podophylle couvre la face pariétale de la phalange distale, du bord distal du bourrelet coronal au bord solaire de la phalange. Dans toute cette étendue, il présente des lamelles séparées par des sillons étroits dans lesquels s'engrènent les lamelles dermiques du kéraphylle (*stratum internum* de la paroi cornée). On distingue aussi sur le flanc de chaque lamelle dermique primaire, de nombreuses lamelles secondaires (Figure 4b). De par cette organisation en lamelles primaires et secondaires, le podophylle est très solidement uni à la phalange distale et aux cartilages unguulaires. Le chorion pariétal assure donc la solidarisation de la boîte cornée à la phalange distale.



Le chorion de la sole et de la fourchette sont hérissés de papilles, chacune d'elle correspond à l'origine d'un des tubules cornés de la sole ou de la fourchette (4, 7).

Le chorion agit également comme un coussin d'amortissement pour la dernière phalange, de telle manière que les surfaces sensibles ne soient pas pincées entre P3 et la boîte cornée (8).

### 3. Coussinet digital et cartilages unguaires

Le coussinet digital est complété, de part et d'autre, par un cartilage unguinaire. Outre leur rôle dans les phénomènes d'amortissement, ces formations interviennent également dans des fonctions sensibles et vasculaires (4).



- 1 : Coussinet digital.
- 2 : Cartilage unguinaire.
- 3 : Paroi.
- 4 : Lamelles dermales.
- 5 : Chorion de la fourchette.
- 6 : Fourchette.
- 7 : Sillon cunéal central.
- 8 : Sillon paracunéal.

Figure 7 : coupe frontale de l'aspect palmaire du pied (7)

#### 3.1. Coussinet digital

Le coussinet digital est interposé entre la terminaison du tendon fléchisseur profond du doigt (TFPD) et la fourchette qui constitue son revêtement corné.

Le coussinet digital est formé d'un réseau de travées fibreuses anastomosées en septums ajourés qui délimitent des logettes, remplies de pelotons de fibres élastiques et de graisse.

L'innervation du coussinet digital est très riche : elle est constituée de nombreux corpuscules lamelleux qui participent au sens tactile et à la proprioception (4).

### 3.2. Cartilages unguulaires

Au nombre de deux, ils forment une lame aplatie qui prend attache sur le processus palmaire de la phalange distale et couvre de chaque côté l'articulation interphalangienne distale (AIPD). Leur face externe est couverte par le bourrelet coronal et le podophylle dans sa moitié distale, par la peau dans sa partie proximale (4).

La face interne est parcourue par un dense plexus veineux. La fixité des cartilages unguulaires est assurée par 3 groupes de ligaments :

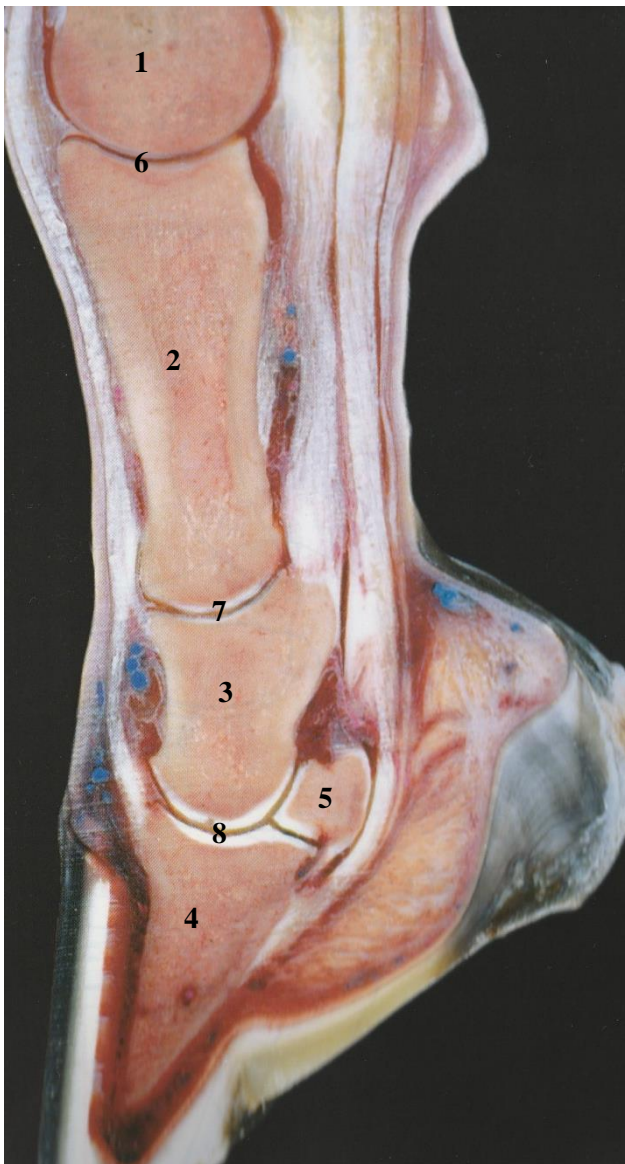
- ligament chondro-coronaux qui les relie à P2
- ligaments chondro-sésamoïdiens qui semblent être des dépendances des ligaments sésamoïdiens collatéraux
- ligaments chondro-ungulaires qui les relie à P3.

#### 4. Les structures ostéoarticulaires

Les différents éléments qui composent la partie osseuse du doigt du cheval sont les phalanges proximale (P1), moyenne (P2) et distale (P3). Ces trois os sont étroitement liés entre eux, disposés de telle sorte que lors de l'appui, les forces de compression sont distribuées à travers l'ensemble du pied et décèlent en remontant les structures osseuses.

Le dernier os du pied est l'os sésamoïde distal, aussi appelé os naviculaire ou petit sésamoïde. Il se situe en partie palmaire de l'articulation interphalangienne distale, en continuité avec la troisième phalange, et tient un rôle important dans le fonctionnement et la pathologie du pied du cheval.

Le pied du cheval est constitué de deux articulations : l'articulation interphalangienne proximale (AIPP) et distale (AIPD).



- 1 : Os métacarpal III.
- 2 : Phalange proximale.
- 3 : Phalange moyenne.
- 4 : Phalange distale.
- 5 : Os sésamoïde distal.
- 6 : Articulation métacarpo-phalangienne.
- 7 : Articulation interphalangienne proximale.
- 8 : Articulation interphalangienne distale.

Figure 8 : coupe sagittale du pied (7)

## 4.1. Histologie fonctionnelle des os et articulations

### 4.1.1. Histologie fonctionnelle des articulations

Les articulations assurent deux fonctions principales : permettre la réalisation d'un mouvement prévisible et le rendre économique en énergie en diminuant les frottements, puis transmettre les charges et permettre l'amortissement.

Les constituants d'une articulation sont :

- La capsule et les ligaments.
- La membrane synoviale qui tapisse l'articulation.
- Le liquide synovial : c'est un ultra-filtrat de plasma enrichi en acide hyaluronique. Lorsqu'il y a une inflammation la pression synoviale augmente donc les surfaces articulaires ne sont plus tout à fait congruentes ce qui peut avoir des conséquences lors de chocs, comme l'amortissement par exemple, car les surfaces s'entrechoquent.
- Le cartilage : surface lisse gélatineuse blanche constituée de beaucoup d'eau (70%), de collagène II à 90% et d'une matrice extra-cellulaire abondante et spécialisée. Il ne contient pas de nerfs ni de vaisseaux et est nourri par diffusion. Il est divisé en 4 zones superposées. La plus superficielle a une organisation tangentielle de ses constituants pour assurer un bon glissement des surfaces articulaires et diminuer les frottements. Elle a une grande capacité de déformation et d'absorption des chocs. La zone la plus profonde est ossifiée, sa capacité de déformation est de 6% seulement. Juste en-dessous se trouve l'os sous-chondral. Il y a un gradient de déformation et d'absorption qui augmente de la couche la plus profonde vers la couche superficielle, permettant un amortissement gradué des vibrations. Cet amortissement est permis entre autre par l'organisation en fibrilles du collagène arrangé en arcades dont l'axe principal est perpendiculaire à la surface articulaire.

Le cartilage est donc un matériau souple et déformable qui augmente la surface de contact et la congruence articulaire lors de contraintes. La déformation du cartilage est transmise à l'os sous-chondral via le cartilage calcifié comme une onde de choc mais la puissance est absorbée le long du cartilage. Le collagène résiste aux forces de tension. L'exercice a de nombreux effets sur le cartilage : un exercice adapté stimule le cartilage en stimulant les chondrocytes qui vont synthétiser des glycosaminoglycanes et augmenter le pouvoir "éponge" de l'articulation, mais un exercice trop intense peut provoquer des micro-lésions qui peuvent avoir de graves conséquences.

#### 4.1.2. Histologie fonctionnelle des os

L'os est un tissu hautement spécialisé, sous la forme de tissu conjonctif, il est constitué de cellules et d'une matrice extracellulaire minéralisée composée de deux fractions : la fraction inorganique (70%) est composée de cristaux d'hydroxyapatite, de formule  $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2]$ , en forme de lamelles de 600 nm. La fraction organique est constituée de collagène de type I majoritairement. Les fibres se croisent de manière plus ou moins ordonnée suivant l'âge de l'individu dans une sorte de gel qu'on appelle la substance fondamentale, elle-même constituée d'eau, d'électrolytes et de protéines non collagéniques. Ceci est la composition de l'os compact (ou lamellaire), il résiste donc, par l'organisation en lamelle, à de fortes forces de compression. L'os compact se trouve donc aux régions où les charges sont suffisamment grandes pour stimuler sa formation et sa préservation.

L'os trabéculaire (ou spongieux) est constitué du même matériau que l'os compact mais s'organise en spicules ou trabécules ramifiés et anastomosés, délimitant un labyrinthe d'espaces occupés par de la moelle osseuse et des vaisseaux. Ces spicules s'orientent afin de distribuer les forces de compression sur des surfaces articulaires et de diriger les forces dans le domaine de l'os compact.

La proportion de substance spongieuse décroît de la phalange proximale (elle-même pourvue d'une petite cavité médullaire) à la phalange distale. En dépit des dimensions, la phalange proximale est un os long, la phalange moyenne et la phalange distale sont des os courts. Dans la phalange proximale et la phalange moyenne, la substance compacte est plus épaissie à la face palmaire et sur les bords qu'à la face dorsale. La phalange distale présente une structure plus compliquée. Sa substance compacte est particulièrement épaisse à la face solaire. L'os sésamoïde distal est presque entièrement compact (9).

De part cette composition de collagène et de cristaux d'hydroxyapatite, l'os est un matériau qui peut conserver sa forme sous une charge considérable, et résister à des forces de compressions importantes (8).

## 4.2. L'articulation interphalangienne distale

L'articulation interphalangienne distale est une articulation synoviale de type condyloïde qui assure l'union de la phalange distale, complétée de l'os sésamoïde distal, à la phalange moyenne.

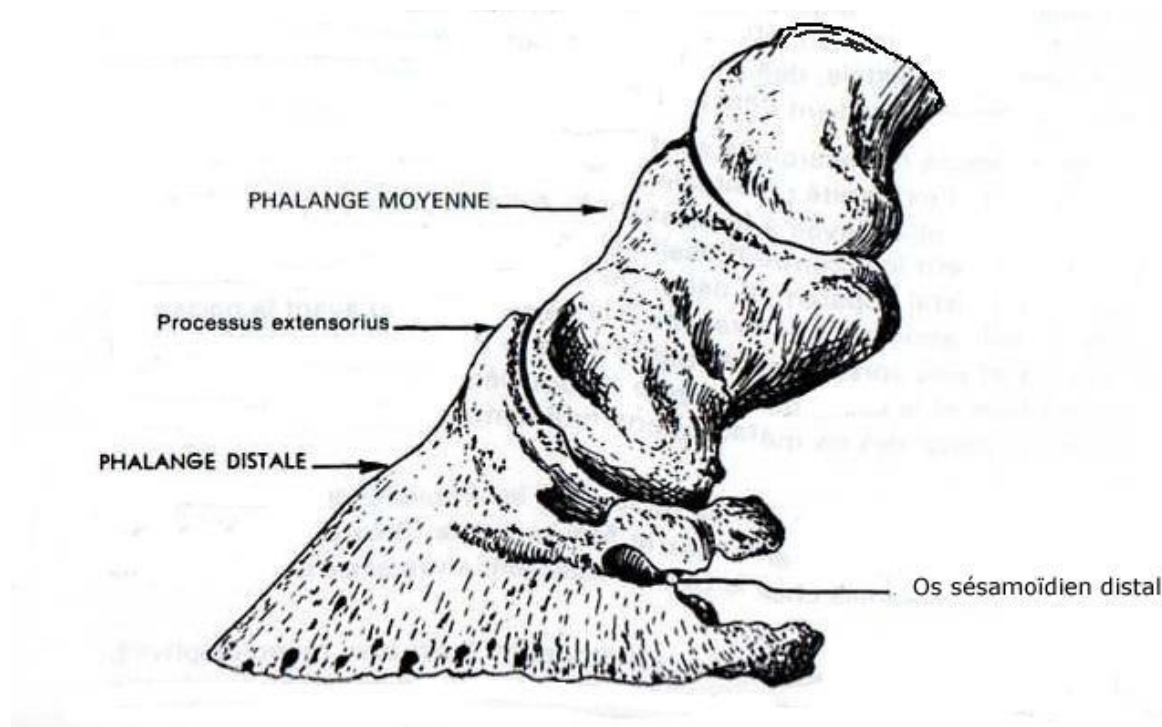


Figure 9 : squelette du pied en vue latérale (9)

### 4.2.1. Surfaces articulaires

La phalange moyenne porte une trochlée formée par deux reliefs condyloïdes. La surface articulaire de la phalange distale est principalement constituée par deux cavités glénoïdales séparées par un léger relief dorsopalmaire qui aboutit dorsalement au *processus extensorius*. Du côté palmaire, cette surface est complétée par l'os sésamoïde distal (4).

L'os sésamoïdien distal est un petit os aplati, allongé transversalement et situé du côté palmaire de la troisième phalange dont il prolonge la surface articulaire. Il présente deux faces et deux bords. Sa face articulaire (*Facies articularis*), dorsale, présente deux cavités glénoïdales séparées par un léger relief sagittal et s'adapte à la surface articulaire de l'extrémité distale de la deuxième phalange. Sa face palmaire plus connue sous le nom de *Facies flexoria* est lisse et permet le glissement du tendon fléchisseur profond. Le bord proximal est parcouru par une rainure d'insertion ligamentaire (9, 10).

#### 4.2.2. Moyens d'union

La coaptation est assurée par la capsule articulaire et des ligaments sésamoïdiens et collatéraux.

La capsule articulaire s'insère à la périphérie des surfaces articulaires et est complétée dorsalement par le tendon de l'extenseur dorsal du doigt.

Les ligaments collatéraux sont situés de part et d'autre de l'articulation en symétrie l'un de l'autre. Chacun d'entre eux est triangulaire, aplati, court et épais. Chez le cheval de plus d'un an, les ligaments collatéraux s'unissent au cartilage unguulaire et le recouvrent.

L'os sésamoïde distal est attaché à la phalange distale par un ligament sésamoïdien distal (impair) et aux phalanges moyenne et proximale par des ligaments sésamoïdiens collatéraux.

Ces ligaments sont relâchés lors de la flexion de l'AIPD et sont tendus au cours de l'extension.

Les ligaments sésamoïdiens collatéraux sont situés de chaque côté de l'AIPD, en arrière des ligaments collatéraux. Ils s'insèrent sur la deuxième phalange puis gagnent le processus palmaire de la troisième phalange, la face profonde du cartilage unguulaire et surtout l'extrémité et le bord proximal de l'os sésamoïdien distal. Leurs fibres se prolongent ensuite le long de cet os pour rejoindre celles du ligament opposé. Ces ligaments permettent ainsi la suspension de l'os sésamoïdien distal et l'augmentation de la surface articulaire sésamoïdienne.

Un ligament sésamoïdien distal ou ligament impair, renforce la capsule articulaire. Ce ligament court s'insère dans la rainure d'insertion du bord distal de l'os sésamoïdien distal et gagne la surface rugueuse qui surmonte la crête semi-lunaire de la face solaire de la troisième phalange.

Le ligament annulaire digital distal est un feuillet fibreux qui s'attache par de fortes bandes fibreuses de chaque côté de la phalange proximale. Il adhère ensuite à la surface palmaire de la partie distale du tendon fléchisseur profond et s'attache avec l'expansion terminale de celui-ci sur la troisième phalange (4, 9, 10).

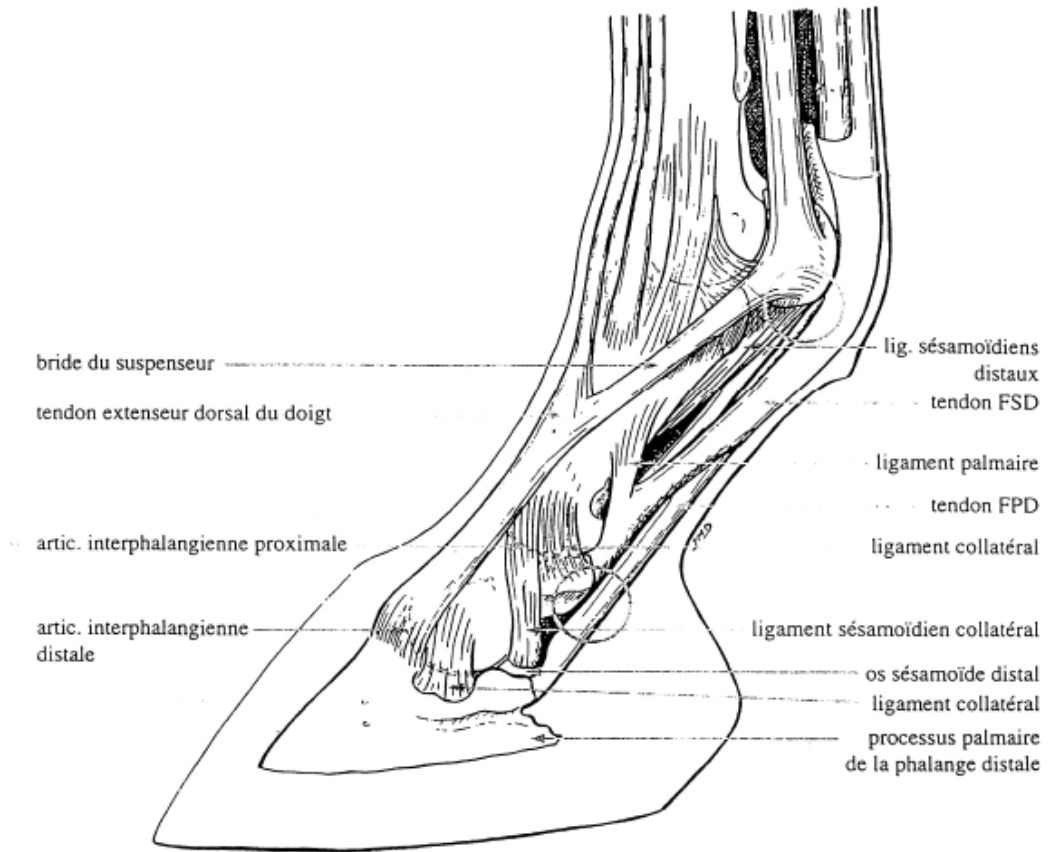


Figure 10 : tendons et ligaments du doigt du cheval, vue latérale (11)



## 5. Vascularisation du pied

Le pied est vascularisé par les artères digitales propres palmaires latérale et médiale, elles émettent le rameau du torus digital qui fournit l'artère coronale. Chacune continue ensuite dans le sillon solaire de la phalange distale, traverse le foramen solaire et s'anastomose avec sa symétrique pour former l'arcade terminale dans le sinus semi-lunaire. De cette arcade procèdent de nombreuses branches perforantes qui ressortent par les multiples trous qui criblent les faces pariétale et solaire de la phalange distale. Ces branches s'anastomosent en une demi-couronne artérielle qui garnit le bord solaire de la phalange distale (artère circonflexe de l'os du pied). Tous ces rameaux sont destinés à la nutrition des organes profonds du pied et au chorion (4).

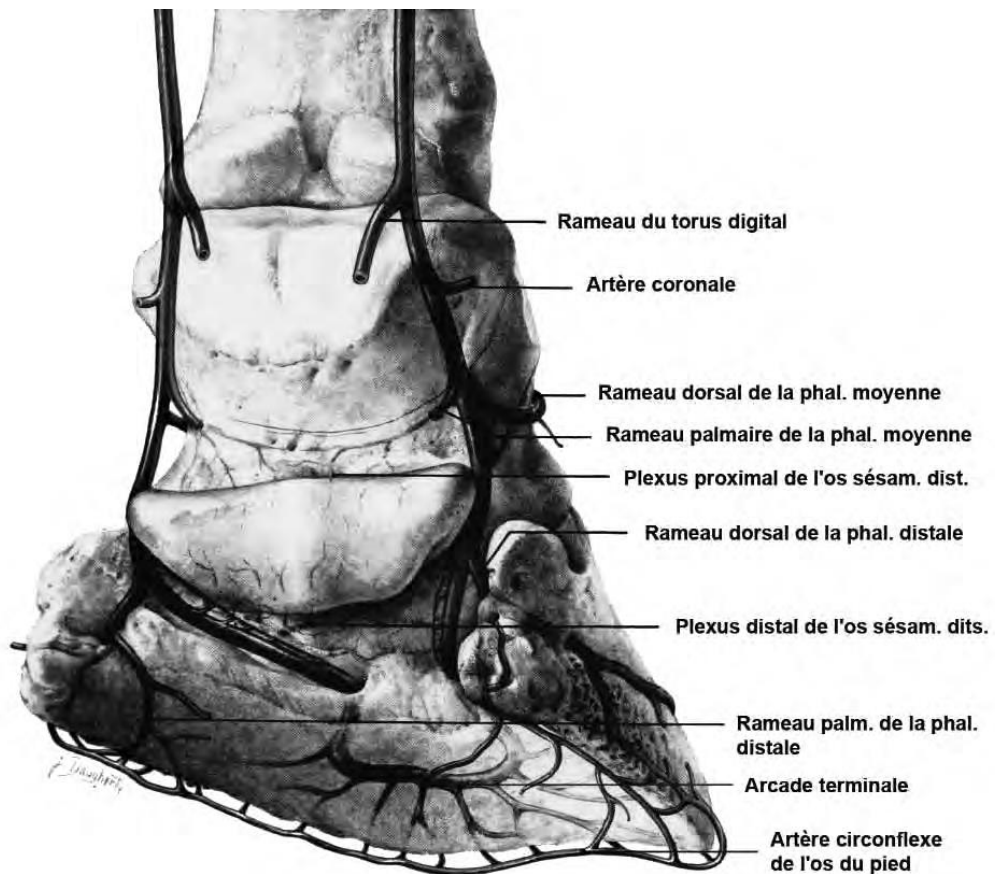
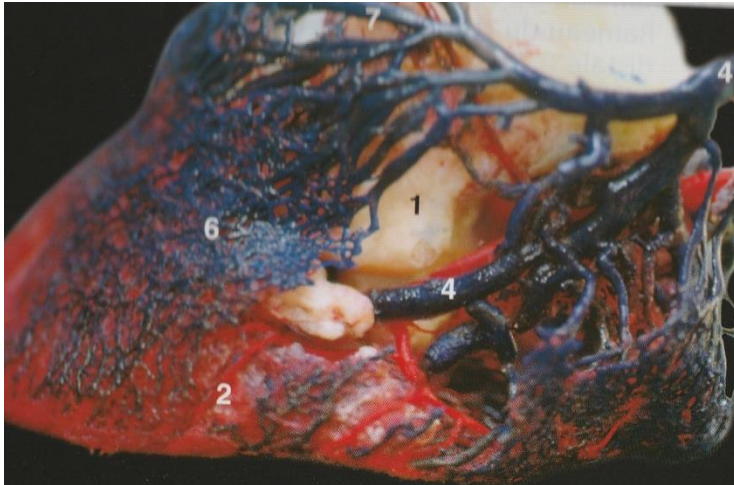


Figure 11 : artères du pied (5)

Le chorion pariétal possède un réseau étendu de capillaires qui présentent entre eux de nombreuses anastomoses. Ils drainent le sang vers les veines axiales des lamelles dermales primaires.

De même chaque face des cartilages unguiaux est parcourue par un fort plexus veineux échangeant des anastomoses avec celui de l'autre face à travers des foramens dont est percé le cartilage.

Les racines de la veine digitale propre procèdent de ces deux réseaux.



- 1 : Phalange moyenne.
- 2 : Phalange distale.
- 4 : Veine digitale propre palmaire.
- 6 : Plexus pariétal.
- 7 : Veine coronale.

Figure 12 : préparation après injection-corrosion des veines et artères du pied, vue latérale (7)

Lorsque le pied vient à l'appui, ces plexus sont comprimés ce qui contribue à chasser le sang proximale et forment aussi un coussinet visqueux amortissant les chocs (4).

## 6. Tendons fléchisseurs

Chez le cheval, les tendons fléchisseurs ont la particularité de présenter une réduction des corps charnus musculaires dans la partie distale des membres, et un développement de ligaments accessoires, ce qui renforce le fonctionnement passif et automatique des membres dans cette espèce (12).

Cet ensemble de cordages fibreux assure deux fonctions principales :

- Pendant la phase d'appui : fournir un soutien au boulet (articulation métacarpo-digitale) et prévenir l'hyperextension du carpe,
- Au cours de la propulsion et du lever : restituer l'énergie de l'impact et de l'appui.

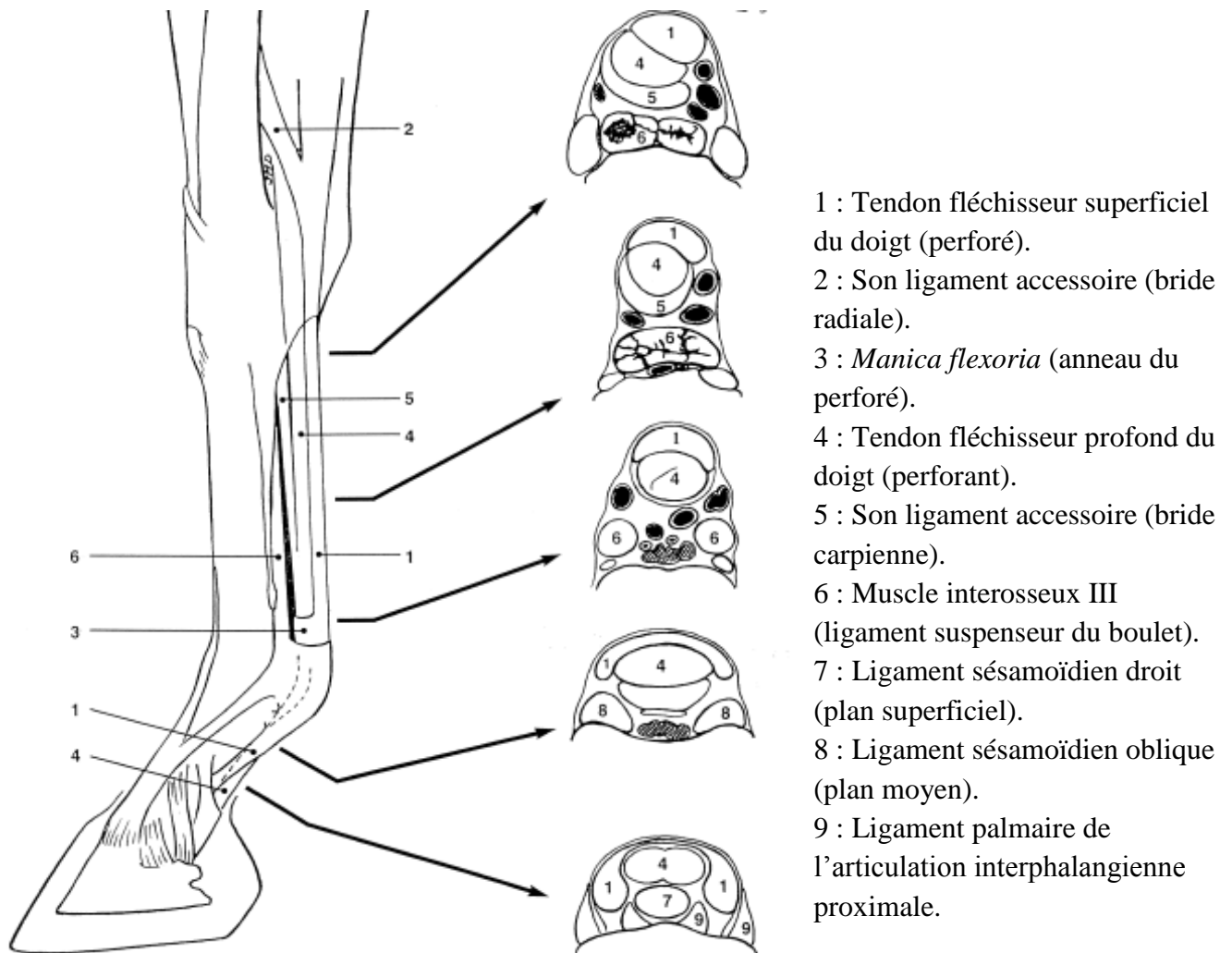


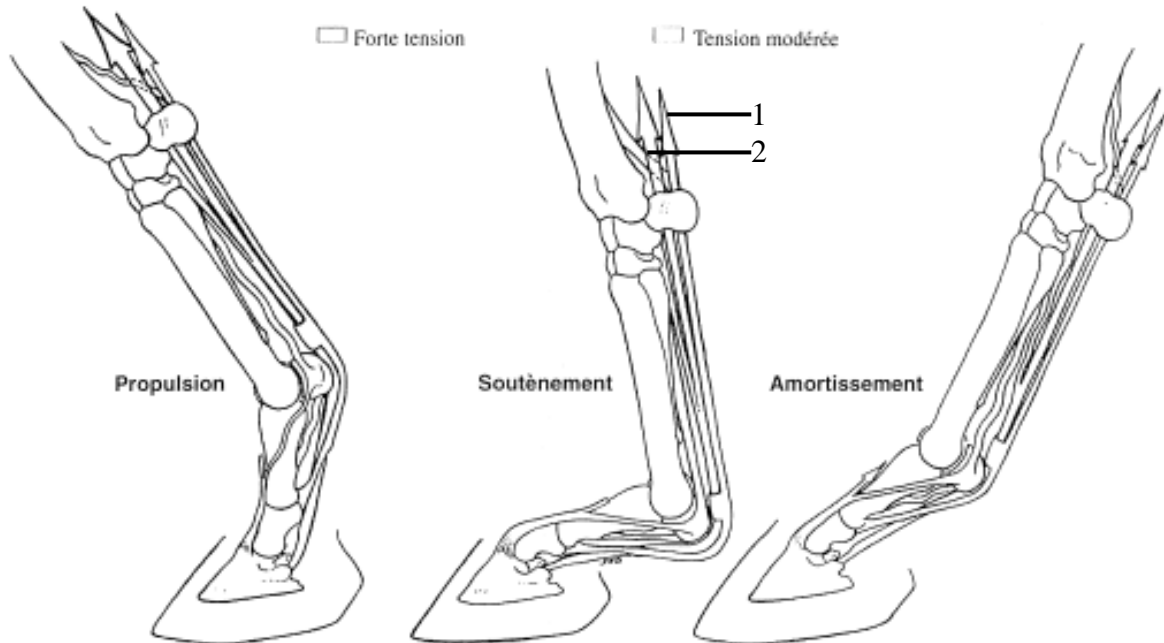
Figure 13 : appareil musculo-tendineux de la main du cheval : disposition schématique (11)

## 6.1. Tendon fléchisseur superficiel du doigt et son ligament accessoire

Les actions du tendon fléchisseur superficiel du doigt (TFSD) sont corrélées à :

- la contraction active de son corps charnu musculaire, inséré sur l'épicondyle médial de l'humérus (et présentant de fortes intersections tendineuses),
- la tension passive de son ligament accessoire, la bride radiale, qui prend son origine sur la face caudo-médiale du radius, 7 à 15 cm proximale à l'articulation antébrachio-carpienne (puis rejoint le TFSD au voisinage de cette articulation).

La tension de l'ensemble TFSD et ligament accessoire est induite par l'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne (boulet) lorsque le poids du corps s'applique sur le membre, de par son insertion sur la partie palmaire et proximale de la phalange moyenne (12).



1 : Appareil tendon fléchisseur superficiel du doigt et son ligament accessoire.

2 : Appareil tendon fléchisseur profond du doigt et son ligament accessoire.

Figure 14 : contraintes exercées sur le muscle interosseux III, les tendons fléchisseurs et leurs ligaments accessoires pendant la phase d'appui (11)

La bride radiale empêche un étirement excessif du corps charnu en supportant la tension au cours de la descente (hyperextension) du boulet, en particulier à la fin d'une course, lorsque la fatigue affaiblit le muscle. La tension de l'ensemble du tendon, entre son insertion radiale et sa terminaison sur la partie proximale de la phalange moyenne, contribue à limiter à la fois l'extension métacarpo-phalangienne et carpienne.

Le rôle de la bride radiale a été étudié sur des membres isolés soumis à compression (13, 14). Ces travaux ont montré que ce ligament contribue à soutenir l'articulation du boulet et à limiter l'hyperextension du carpe lorsque le membre est sous charge. Le TFSD se déforme significativement plus après desmotomie de son ligament accessoire, à cause d'une extension plus importante du boulet qui a pour effet d'accroître la longueur du bras de levier que forme cette articulation sur le trajet du TFSD.

Du fait de la position de l'insertion distale du tendon sur la face palmaire de la phalange moyenne, la tension du TFSD pendant la phase d'appui permet de limiter la flexion de l'articulation interphalangienne proximale. Lorsque la charge sur le membre est maximale, la tension élevée des tendons fléchisseurs superficiel et profond maintient la stabilité de l'articulation interphalangienne proximale (12).

## **6.2. Tendon fléchisseur profond du doigt et son ligament accessoire**

Le tendon fléchisseur profond du doigt (TFPD) s'insère proximale sur l'épicondyle médial de l'humérus, et distalement sur la face solaire de la phalange distale. Il est raccordé au carpe par son ligament accessoire, la bride carpienne, qui s'insère sur la face palmaire du carpe. Lorsque le membre est mis en charge, la tension de la bride carpienne facilite l'extension du carpe, parallèlement la partie proximale du TFPD s'oppose à l'hyperextension du carpe. L'appareil fléchisseur profond du doigt dans son ensemble limite l'extension de l'articulation du boulet.

En raison de l'insertion proximale de son principal corps charnu sur l'épicondyle médial de l'humérus, et du contenu fibreux de ce corps charnu, le muscle fléchisseur profond du doigt, tout comme le muscle fléchisseur superficiel du doigt, contribuent à limiter la flexion du coude.

Le rapport entre le tendon fléchisseur profond du doigt et l'os sésamoïde distal varie beaucoup au cours de la phase d'appui. Au cours de la première partie de la phase de l'appui, le TFPD intervient à deux niveaux :

- Il facilite la flexion de l'articulation inter-phalangienne distale ; il s'agit d'une action antagoniste à celle du TFSD. Le TFPD joue un rôle majeur dans la stabilisation de l'AIPD en orientant, via son action sur l'os sésamoïde distal, la pression de la phalange moyenne dorsalement sur la surface articulaire de la phalange distale.
- Lorsque le pied se pose au sol, les pressions exercées sur ce dernier sont centrées en avant du centre de rotation de l'articulation inter-phalangienne distale : il en découle une tendance à l'affaissement du pied par un mouvement d'extension. Le muscle fléchisseur profond intervient alors en limitant l'extension de l'articulation inter-phalangienne distale. A ce moment, le TFPD est en contact avec le bord distal de l'os sésamoïde distal.

Durant la dernière partie de la phase d'appui, la contraction active des corps charnus et l'élasticité du tendon ainsi que celle du ligament accessoire, jouent un rôle essentiel en initiant l'élévation du boulet et la propulsion. Le TFPD est ainsi l'agent le plus efficace de l'extension interphalangienne distale. C'est au cours de cette phase que l'appareil fléchisseur profond est le plus tendu et qu'il contribue le plus efficacement à la stabilisation de l'AIPD.

Au cours de la propulsion, l'angulation croissante que présente le TFPD contre l'os sésamoïde distal rend la pression progressivement plus forte sur la *Facies flexoria* de cet os. Au cours de cette phase, le bord proximal de l'os sésamoïde distal subit une rotation dorsale. A la fin du mouvement, la tension passive de la bride carpienne, à laquelle s'ajoute la traction du corps musculaire, sont responsables du décollement des talons et de la flexion de l'AIPD (12).

### **6.3. Muscle interosseux III**

La principale fonction du muscle interosseux III (MIO III) ou ligament suspenseur du boulet est d'empêcher une extension excessive (dorsoflexion) de l'articulation métacarpo-phalangienne, c'est-à-dire de soutenir le boulet lorsque le poids du corps s'applique sur le membre. Inversement, l'élasticité du ligament suspenseur du boulet contribue à l'élévation du boulet au cours de la propulsion.

Il prend origine au niveau de la face palmaire de la rangée distale des os du carpe et de la partie proximale du métacarpien principal. Son attache à ce niveau est incomplètement divisée en deux portions provenant pour l'une de l'os carpal III et pour l'autre de l'os carpal IV. Le MIO III se sépare ensuite en deux branches au niveau du tiers distal du métacarpien principal. Chaque branche va aller se fixer sur la face abaxiale des os sésamoïdes proximaux avant de déléguer dorso-distalement une fine bride de renforcement qui va aller rejoindre le tendon extenseur dorsal du doigt.

Lorsque le boulet descend, les brides du MIO III sont sous tension : leur insertion proximale est étirée par la tension des branches du MIO III, et leur insertion distale est mise en tension par le tendon extenseur dorsal du doigt, qui est lui-même tendu en raison de la flexion interphalangienne. Ainsi, la tension des brides du MIO III et celle de la partie distale du tendon extenseur dorsal du doigt, limitent la flexion de l'articulation interphalangienne distale et contribuent à stabiliser l'articulation interphalangienne proximale.

Lors d'une mise en charge asymétrique (due à l'obliquité du membre ou à un appui asymétrique du pied), la contribution des branches du MIO III et des ligaments collatéraux à la stabilité de l'articulation métacarpo-phalangienne est plus élevée du côté opposé à la compression. Cette pression asymétrique, associée à la forme et à l'orientation des surfaces articulaires, induit une rotation métacarpo-phalangienne du côté opposé à la compression.

Au début de la phase de soutien, la tension et l'élasticité des tendons fléchisseurs superficiel et profond du doigt contribuent passivement à initier la flexion des articulations carpiennes, métacarpo-phalangienne, interphalangienne proximale et, pour l'appareil fléchisseur profond, interphalangienne distale. L'élasticité du muscle interosseux III contribue également à l'élévation du boulet. Puis, la flexion des articulations est accrue par la contraction active des corps charnus musculaires des fléchisseurs, ce qui entraîne le relâchement total des ligaments accessoires des TFSD et TFPD (12).

Afin de conclure sur cette partie, l'anatomie de la partie distale des membres du cheval est marquée par l'adaptation à la course. L'onguligradie, la présence d'un seul doigt très développé, la puissance du système tendineux en sont les principales caractéristiques

Tous les tissus (os, tendons, ligaments...) sont des matériaux viscoélastiques qui subissent des contraintes de manière cyclique. Durant cette période, l'élasticité du tissu permet une déformation qui sera de moins en moins tolérée jusqu'au moment où la force des charges qui sont appliquées va dépasser le degré d'élasticité du tissu qui ne pourra plus se déformer ("yield point" sur la Figure 15 puis phase plateau). Puis si les contraintes continuent, l'absence de déformation va impliquer l'apparition de microlésions jusqu'à ce que le tissu ne puisse plus supporter les charges, et c'est par exemple la fracture ("ultimate failure point" sur la Figure 15). On observe également que l'aire sous la courbe représente l'énergie qui est emmagasinée par le tissu, ainsi par exemple lors de la fracture, une grande quantité d'énergie est libérée.

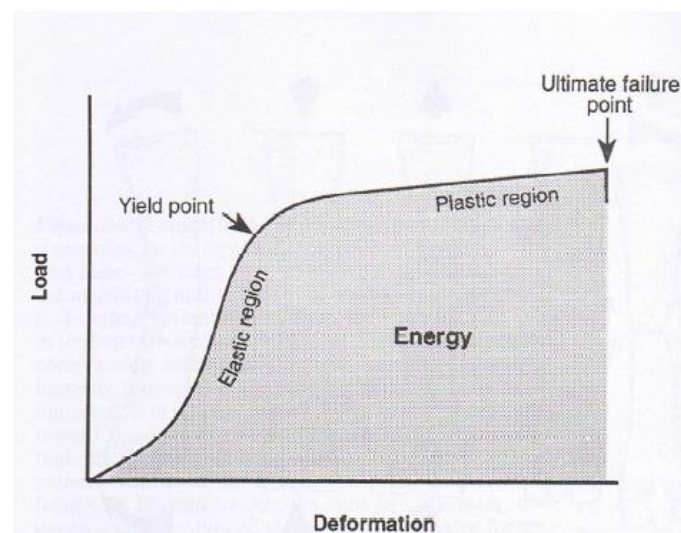


Figure 15 : tolérance d'une déformation pour un tissu viscoélastique tel que l'os

## B. Les différentes phases lors de l'appui du pied du cheval et les différentes sollicitations mécaniques

De nombreuses techniques ont été utilisées pour mettre en évidence les mécanismes du pied. Parmi celles-ci, la cinématique (étude des mouvements que décrit le sabot) et la cinétique (étude des forces exercées sur le pied) ont permis de souligner l'importance du sabot dans les mécanismes d'amortissement.

La période d'appui peut être séparée en plusieurs phases que nous allons développer.

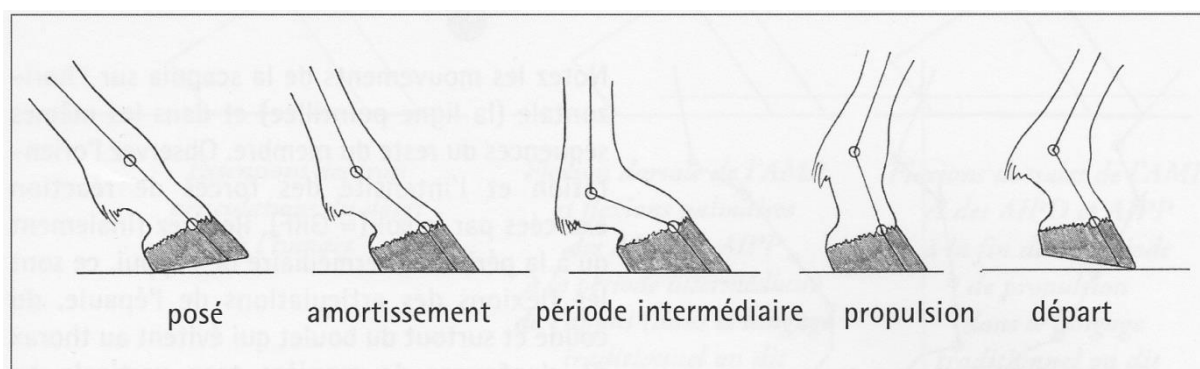


Figure 16 : les phases d'appui (15)

### 1. Contact initial et choc initial

Dans le plan sagittal, le contact initial du sabot se fait le plus souvent par les talons et d'autant plus à vitesse rapide, ou à plat et plus rarement par la pince. La fréquence de ce dernier type de contact augmente sur un sabot dont la pince est longue. Ce paramètre dépend à la fois de la vitesse, de l'allure, du parage et de la ferrure.

La nature de l'impact conditionne la partie du sabot qui subira le choc, et donc sa décélération, ainsi que le type de mouvement de bascule du sabot. Lorsque les talons sont hauts, le contact se fait principalement par l'arrière du pied. L'utilisation de talonnettes majore donc la sollicitation de cette région du pied.

Lors de cette phase, le sabot se comporte comme une masse heurtant le sol en pleine vitesse. Ce phénomène engendre un choc dont l'amplitude est directement liée aux caractéristiques mécaniques des matériaux entrant en contact (fer et couche superficielle du sol).

Sur un cheval de 550 Kg, se déplaçant à 35 km/h (environ 10 m/s) au trot, la vitesse du pied juste avant l'impact a été mesurée à environ 2-3 m/s (16). L'amplitude du choc initial du pied à l'impact varie très largement en fonction des caractéristiques du sol, de sa teneur en eau et du fer, nous développerons ceci par la suite (4, 17, 18).



## 2. Phase d'amortissement

Une fois le pied à plat, la phase d'amortissement commence. La force qui s'oppose à la gravité est appelée force de réaction du sol (GRF : "ground reaction force"), qui s'applique au centre de pression du pied qui est proche de l'apex de la fourchette. Cette force se décompose en trois composantes : une verticale liée au poser du pied ( $F_z$ ), une horizontale liée au freinage ( $F_x$ ) et une transversale lorsque le cheval tourne ( $F_y$ ), nous ne développerons pas ce dernier aspect durant cette présentation. Notons aussi que le centre de pression se définit par 4 points d'équilibre du pied, deux en talons et deux en mamelle (18).

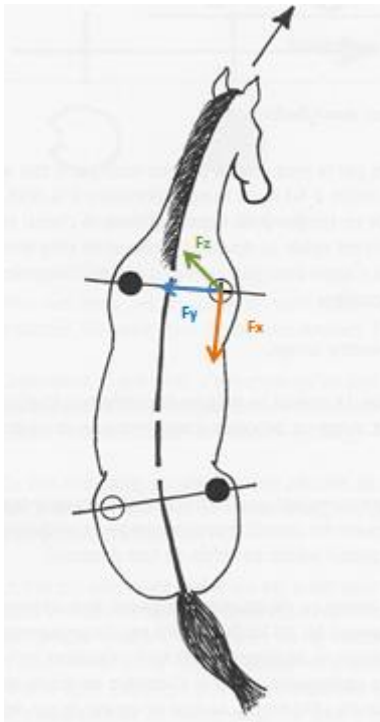


Figure 17a : décomposition de la force de réaction du sol

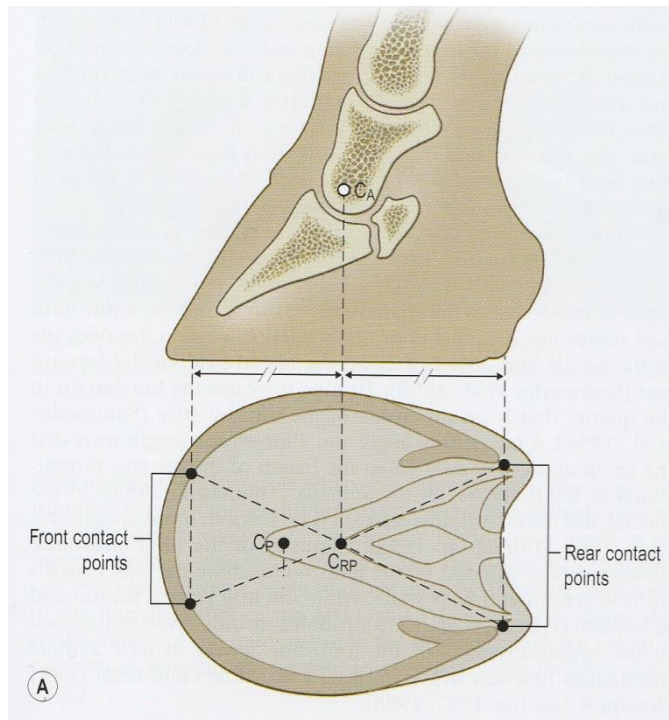


Figure 17b : position du centre de pression du pied (CRP) sur la surface de la sole et sur le plan sagittal (18)

Figure 17 : point d'application et décomposition de la force de réaction du sol

Au cours de cette phase, le pied décélère sous l'influence de ces forces, la mise en charge progressive du membre augmente les forces de frottement entre le pied et le sol et conduit à l'arrêt complet du pied au sol. Sur une surface peu déformable, cette phase est essentiellement caractérisée par un glissement longitudinal du pied vers l'avant qui précède son arrêt complet. Au trot, à 35 km/h et sur un terrain ferme, l'amplitude de ce glissement varie entre 5 et 10 cm et dure environ 30 ms (soit environ 20% de la phase d'appui) (17).

On observe alors une décélération longitudinale progressive du pied tandis que la force longitudinale de réaction au sol (force de freinage) augmente et atteint son maximum lorsque le pied s'arrête.

Au trot, pour un cheval de 550 kg lancé à 35 km/h, la composante verticale de la force de réaction au sol augmente progressivement jusqu'à atteindre environ 10 000N (= force exercée par une masse d'environ une tonne soumise à la pesanteur) à environ 50% de l'appui, puis décroît ensuite jusqu'au décollage du pied (17).

Cette phase s'accompagne d'un abaissement du paturon, d'une extension de l'articulation du boulet, et d'une flexion des articulations interphalangiennes proximale et distale.

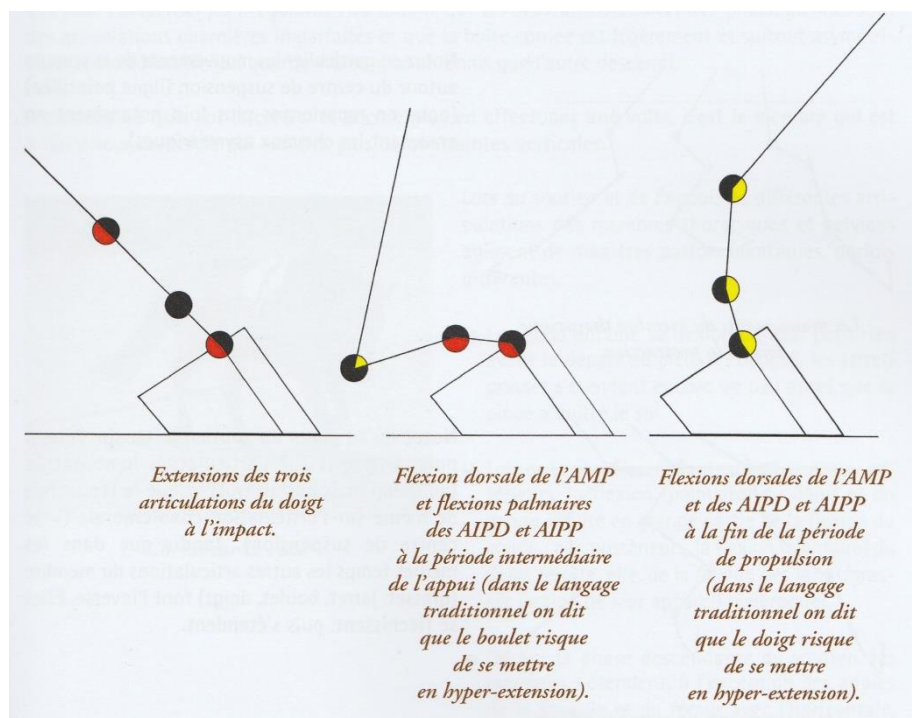


Figure 18 : mouvement des articulations du pied lors de son posé (15)

La phase d'amortissement se termine au moment où le boulet a atteint sa position la plus basse.

Il est important de noter que ces phases de la locomotion sont valables à la fois pour les antérieurs et les postérieurs, en effet, il n'y a pas de différences significatives entre les membres antérieurs et postérieurs concernant la force de réaction du sol et la décélération du pied au trot. Cependant les membres antérieurs supportent plus de charges, les forces maximales sont plus importantes sur ces membres en comparaison avec les postérieurs. Les membres antérieurs sont donc d'autant plus soumis à des stress biomécaniques (19).

### **3. Phase de mise en charge et de propulsion**

Au moment de la phase de mise en charge ou période intermédiaire, les forces verticales qui s'exercent sur le pied atteignent leur maximum, commence ensuite la phase de propulsion où l'énergie élastique accumulée est restituée. On observe alors une extension de toutes les articulations du pied du cheval (Figure 18).

Les contraintes sur le tendon fléchisseur profond sont maximales au moment de la mise en charge alors que pour le tendon fléchisseur superficiel, c'est la période de propulsion qui provoque le plus de contraintes (Figure 14).

La force horizontale de freinage est positive pendant la première moitié de l'appui. Le vecteur force est alors dirigé vers l'avant et traduit une phase de freinage, ceci jusqu'à environ 60% de l'appui. A ce stade, la direction de la force horizontale longitudinale s'inverse (la force devient négative). Cette force est alors dirigée vers l'arrière et devient donc une force propulsive (15, 17).

## **C. Implication de la ferrure dans la locomotion du cheval**

La ferrure est utilisée pour protéger le pied des contraintes subies et augmenter les performances sportives du cheval, pour cela des paramètres sont à prendre en compte concernant l'effet du fer sur la locomotion du cheval.

### **1. Poids du fer**

Le poids de la ferrure influence la biomécanique du mouvement. Plus la ferrure est lourde, plus l'énergie développée au cours de la foulée est grande, et il a été montré qu'augmenter le poids en pince augmente la flexion du membre durant la protraction mais n'augmente pas la longueur de la foulée. Une modification de la répartition du poids de la ferrure peut donc modifier l'allure du cheval (18, 20).

De plus l'inertie du pied augmente avec une ferrure lourde, et cela implique une force de réaction du sol plus importante en intensité (21).

Le type de matériel utilisé va modifier le poids de la ferrure. La plupart des ferrures d'entraînement sont en acier pour des raisons de coût et de résistance, mais elles ont le désavantage d'être plus lourdes. L'aluminium est fréquemment utilisé car il est léger et paraît plus amortissant, mais il s'use plus vite que l'acier (20).

Il a été montré qu'en utilisant un fer en aluminium, la hauteur du membre lors de la phase de soutien diminue de 2 à 5 cm en comparaison avec une ferrure en acier, et donc un fer en aluminium de 129g provoque moins de flexion du carpe qu'un fer en acier de 337g (22).

En règle générale, une ferrure la plus légère possible est recherchée, et dans les courses de trot certains chevaux courent même déferrés.

### **2. Amortissement**

Des matériaux amortissants comme l'aluminium avec une masse et une rigidité inférieure à celle de l'acier peuvent être utilisés, ils diminuent les ondes de chocs et les vibrations (20).

Nous développerons cette notion dans la prochaine partie de l'exposé.

### **3. Adhérence**

L'adhérence est fonction du sol. Lorsque le contact est glissant, il y a risque de chute et diminution de la performance. Lorsque le contact est adhérent, cela augmente la performance mais induit aussi plus de risque de lésion ostéoarticulaire.

Sur un sol fixé, dur type asphalte, il a été montré que la phase de glissement du pied lors de l'impact dure 21ms pour un cheval non ferré et 32ms pour un cheval avec des fers en acier, la ferrure influence donc l'adhérence du pied avec le sol en jouant sur la durée de glissement du pied. La nature du matériau est aussi importante, puisque le pied va glisser davantage avec un fer en acier qu'avec un fer en caoutchouc (18).

Pour augmenter l'adhérence avec le sol, des inserts peuvent être utilisés en complément de la ferrure, ils diminuent ainsi la phase de glissement du pied sur le sol (23).

De plus, un fer dont l'épaisseur est homogène mais dont la surface de contact avec le sol est modifiée peut transformer la pénétration du pied dans le sol. Avec un fer en œuf, pour lequel la surface de contact au sol est continue même en talon, il a été montré que l'augmentation de surface portante du fer dans la partie postérieure du pied permet de limiter l'enfoncement des talons dans le sol au début de la phase d'appui (18, 20).

### **4. Equilibre**

L'équilibre de la ferrure se joue sur sa longueur, son roulement, sa symétrie, paramètres qui influent la position du centre de pression du pied et l'orientation de la force de réaction du sol(18). Un meilleur roulement antérieur du pied peut être obtenu en parant la pince et en mettant une ferrure roulante (reculer le fer, biseau en pince ...). Mettre une ferrure à l'envers est un autre moyen d'obtenir une ferrure très roulante. Ceci diminue le bras de levier et permet au pied de quitter plus facilement le sol (20).

De plus, utiliser une ferrure équilibrée et adaptée peut soulager d'autres structures, par exemple des ferrures kinésithérapiques sont souvent recommandées lors de lésions articulaires ou tendineuses. Il a été montré que l'élévation des talons de 6° augmente la flexion maximale des articulations interphalangiennes proximale et distale et par conséquent, un soulagement partiel du TFPD (24).

En bilan, nous avons vu l'anatomie fonctionnelle du pied du cheval et les différentes structures utilisées lors des différentes phases de la locomotion du cheval. La ferrure influence aussi cette locomotion et des qualités telles que la légèreté, l'adhérence, l'équilibre et l'amortissement sont recherchées. La ferrure est à adapter à chaque situation, en fonction du pied du cheval, de ses aplombs et de sa locomotion. Il doit être gardé à l'esprit que d'autres facteurs entrent en considération, le sol a aussi une incidence majeure sur l'amortissement.

## **PARTIE II : L'amortissement dans la locomotion du cheval**

Le mouvement des structures anatomiques soumises à des forces dépend en particulier des propriétés d'amortissement, c'est-à-dire de la dissipation d'énergie dans les matériaux constitutifs de la structure et dans les liaisons de ces différentes structures.

Les phénomènes physiques intervenant dans cette dissipation d'énergie sont nombreux, et dans le cas de la locomotion du cheval, les plus importants sont les frottements dus au glissement du pied sur le sol, les chocs et les vibrations alors générées.

Il est nécessaire de distinguer deux composantes pour tout matériau impliqué dans le phénomène d'amortissement, une composante visqueuse qui absorbe l'énergie et une composante élastique qui la rend ; ainsi le matériel est dit viscoélastique (25).

## **A. Facteurs impliqués dans l'amortissement chez le cheval**

D'après ce que nous avons vu, les phases de la locomotion sont dans un premier temps un contact initial suivi d'une phase d'amortissement jusqu'à la phase intermédiaire, enfin la phase de propulsion permet au pied de quitter le sol.

### **1. Adaptations du membre du cheval et amortissement**

#### **1.1. Les vibrations générées par le choc et les frottements**

Dans un premier temps, le choc initial et les frictions entre le pied et le sol lors de la phase de glissement génèrent des vibrations. L'analyse du spectre des fréquences de ces phénomènes vibratoires montre que plus le terrain est dur et rugueux, et plus les hautes fréquences de ces vibrations sont fortement représentées (17). Ces vibrations ainsi générées vont se propager dans l'ensemble des structures du pied du cheval, bien adapté pour dissiper ces ondes :

L'impact du sabot au sol entraîne des vibrations dans les tendons fléchisseurs. Celles-ci sont limitées par le fascia métacarpien palmaire et les ligaments annulaires, ainsi que par une contraction musculaire active qui induit une pré-tension des tendons fléchisseurs et s'oppose à la laxité des articulations. De plus il a été démontré que les fibres des muscles fléchisseurs interviennent dans l'amortissement des vibrations à haute fréquence qui surviennent, comme nous venons de le voir, lors de l'impact (12, 26).

D'autres structures interviennent dans l'amortissement des vibrations : Les phénomènes vibratoires mesurés sur la boîte cornée sont rapidement atténués dans les parties plus proximales du membre, la jonction lamellaire entre le *stratum internum* de la paroi (kéraphylle) et le chorion pariétal (podophylle) jouant, à ce titre, un rôle fondamental de "filtre passe-bas" permettant d'atténuer la propagation de ces vibrations haute fréquence (atténuation de 67% environ des vibrations à une fréquence de 10kHz). Les vibrations qui passent cette barrière sont par la suite atténuées par les articulations interphalangiennes distales et proximales (6%) puis l'articulation métacarpophalangienne (9%) (27).

#### **1.2. Déformations du membre atténuant les chocs**

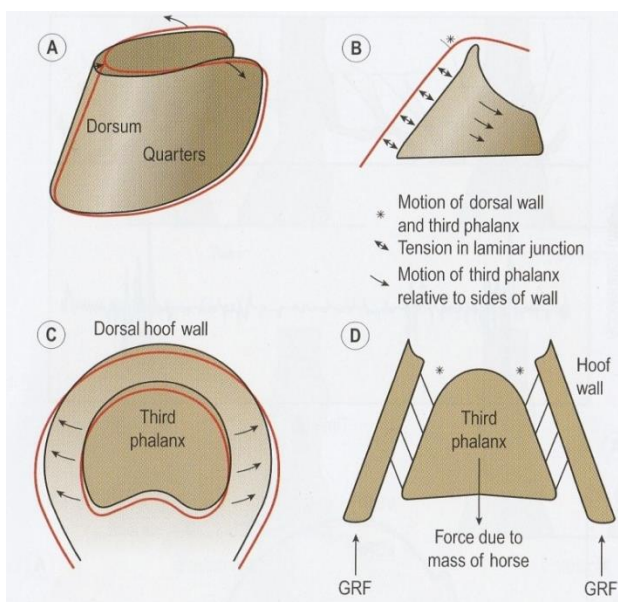
En plus de la dissipation des ondes générées par le choc et les frottements du pied avec le sol, on observe des déformations des structures du pied afin de participer à l'absorption des forces verticales lors de l'appui :

Différentes théories se sont opposées quant aux déformations du pied, la théorie appelée de dépression (à contrario de la théorie de pression) est celle retenue actuellement.

Précédemment, on supposait que la fourchette entraînait en contact avec le sol et transmettait l'effort au coussinet digital qui réalisait l'expansion des talons.

En réalité, lors de l'appui, les talons s'écartent, à cause de leur orientation qui permet une déformation spontanée, ceci entraîne un abaissement de la paroi dorsale. Cet écartement des talons induit l'expansion transversale de la fourchette, qui agit alors comme une réserve de matière permettant ce mouvement. On obtient alors une diminution des pressions entre les talons, entraînant l'expansion du coussinet digital. Cette capacité de déformation du pied est un élément déterminant dans l'amortissement des chocs, les talons permettent d'amortir le choc, la sole, la paroi et la fourchette supportent cette déformation. Les barres jouent, par leur disposition et leur continuité avec la paroi, un rôle de ressort à lames qui limite cet écartement lors de l'amortissement et favorise leur rapprochement en fin d'appui. L'écartement entre les 2 talons lors de la mise en charge d'un membre déferré, sous presse, a été évalué à  $1,27 \pm 0.43$  mm (17, 18, 28).

La phalange distale descend légèrement mais l'engrainement du kératophylle et du podophylle permettent une véritable suspension de la troisième phalange



A : Les talons s'écartent, entraînant l'abaissement de la paroi dorsale.

B : La structure du podophylle et du kératophylle solidarise la paroi à la 3<sup>ème</sup> phalange.

C : Coupe transversale montrant les mouvements du sabot.

D : Coupe frontale où s'opposent la force de gravité (poids du cheval) et la force de réaction du sol (GRF).

Figure 19 : déformation du sabot lors de la phase d'appui (18)

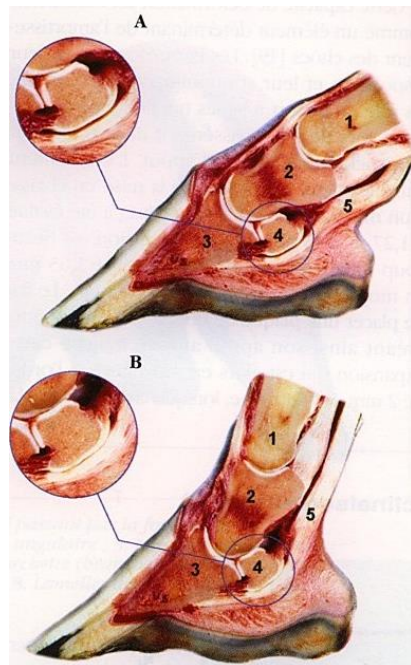
Les déformations de la boîte cornée lors de l'amortissement se répercutent aux cartilages unguulaires. Ce mouvement chasse le sang des volumineux plexus veineux qui doublent leurs faces médiale et latérale, et ainsi participe à l'amortissement des chocs en formant un coussinet visqueux (17).

Le pied, de par sa conformation agit donc comme un ressort qui emmagasine l'énergie en se déformant et la restitue lors de la propulsion.



D'autres structures se déforment sous le choc, et notamment les articulations qui grâce à leur organisation histologique, permettent d'absorber les chocs : le liquide synovial, le cartilage articulaire et l'os sous chondral sont les acteurs de la déformation et donc de l'amortissement. Le choc se transmet entre les structures comme une onde et est absorbée le long du cartilage. Il a été montré que le cartilage articulaire absorbe quatre fois plus les chocs que l'os sous-chondral (29).

L'articulation interphalangienne distale est en première position pour participer au phénomène d'amortissement : elle est soumise lors de l'impact à une flexion, et atteint son maximum avant la verticalisation du canon, puis à une extension pendant le reste de la phase d'appui. Cette extension est limitée essentiellement par la tension du TFPD, des ligaments sésamoïdiens collatéraux et du ligament sésamoïdien distal impair. Dans ce mouvement, la mise en tension de ces formations contribue à la compression de l'os sésamoïde distal à la face palmaire des condyles distaux de la phalange moyenne.



A : Flexion de l'articulation interphalangienne distale.  
 B : Extension de l'articulation interphalangienne distale.

1 : Phalange proximale.  
 2 : Phalange moyenne.  
 3 : Phalange distale.  
 4 : Os sésamoïde distal.  
 5 : Tendon fléchisseur profond du doigt.

Figure 20 : coupes sagittales de l'articulation interphalangienne distale en flexion et extension (17)

Cette articulation subit également des mouvements secondaires de latéralité et de rotation qui sont fondamentaux pour permettre au pied de s'adapter aux irrégularités du sol.

Ainsi, lors de l'appui, on observe des variations angulaires qui participent à l'amortissement, notamment l'extension du boulet consécutive à la forte et rapide flexion interphalangienne distale (17).

D'autres paramètres influencent cet amortissement, notamment l'état d'hydratation de la paroi, qui peut casser sous des chocs importants (18). Si le sabot est trop sec, il ne pourra pas se déformer, au contraire s'il est trop humide, il peut présenter une déformation excessive (1).

### 1.3. Influence de l'allure du cheval

Toutes les notions décrites précédemment varient en fonction de l'allure du cheval, par exemple le temps d'absorption des ondes générées par le choc est diminué plus la vitesse augmente, pour un cheval au galop (à  $7\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), le temps d'absorption sera deux fois plus rapide que pour un cheval au pas (à  $1,6\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) ; ceci est dû à un contact plus court entre le sol et le pied. Inversement les contraintes sur la paroi lors de la déformation des talons sont largement supérieures au trot qu'au pas (18).

Dans la discipline du saut d'obstacle, il y a modification de la foulée d'appel et la foulée de réception. Au moment de l'appel, le corps passe d'un mouvement horizontal à un mouvement vertical, grâce à une poussée plus importante des postérieurs, par exemple lors d'un abord d'un obstacle de 1m30, la force verticale maximale représente 130% du poids du cheval sur chaque postérieur (soit le double sur les deux postérieurs) (18, 30). Plus l'obstacle est haut et plus la foulée de galop d'appel se trouve réduite dans le temps afin de favoriser le passage vers un mouvement vertical du corps. A la réception, seul l'antérieur "leader" subit une force plus importante, la force verticale maximale peut atteindre 385% du poids du cheval sur ce membre pour un obstacle de 1m53 de haut (31). Cependant pour un obstacle de moins de 1m de haut, les forces développées ne sont pas beaucoup supérieures à une foulée de galop (18).

En comparant ces données avec les autres allures, on voit bien que l'obstacle est la discipline impliquant le plus de contraintes biomécaniques d'un point de vue amplitude maximale des forces.

	Force verticale (% du poids)	Force horizontale (% du poids)
Trot	85-210	10-50
Galop	90-210	10-85
Saut d'obstacle	160-400	30-110

Tableau 1 : résumé des valeurs maximales des composantes de la force de réaction du sol selon l'allure (32)

Ainsi la partie distale du membre du cheval joue un rôle prépondérant dans l'amortissement, deux composantes peuvent alors être distinguées, la mise en charge du boulet par la flexion interphalangienne distale, et l'interaction du pied avec le sol via la boîte cornée (33).

Le membre a donc deux types de protection contre l'impact : avoir une structure appropriée (alignement articulaire, etc) permettant l'atténuation du choc et la présence de matériaux viscoélastiques qui vont dissiper l'onde de choc ; cependant l'amortissement dépend aussi de la vitesse (allure), du poids du cheval et de l'environnement extérieur au pied et notamment du sol et de la ferrure.

## 2. Le sol

### 2.1. Les données cinétiques

Afin d'étudier l'implication du sol dans l'amortissement du cheval, il est nécessaire de présenter le projet Sequisol (et aujourd'hui SafeTrack ) mené par Nathalie Crevier-Denoix, portant sur les effets biomécaniques des pistes équestres sur l'appareil locomoteur du cheval et leur impact sur le confort et la sécurité du cheval (34).

Pour cela il est utilisé un fer dynamométrique 3D porté par le sujet qui mesure la force de réaction au sol dans les trois directions de l'espace, des accéléromètres triaxiaux afin de caractériser le choc du pied sur le sol et les vibrations générées par ce choc, et un capteur ultrasonore qui mesure la force qui s'exerce dans le tendon fléchisseur superficiel du doigt.

Il a été décrit, à vitesse constante (9,7 m/s, au grand trot), en ligne droite, sur des pistes horizontales, l'évolution de la force de réaction du sol sur deux sols différents, un fait de sable-huilé et l'autre de sable-concassé, sur trois chevaux :

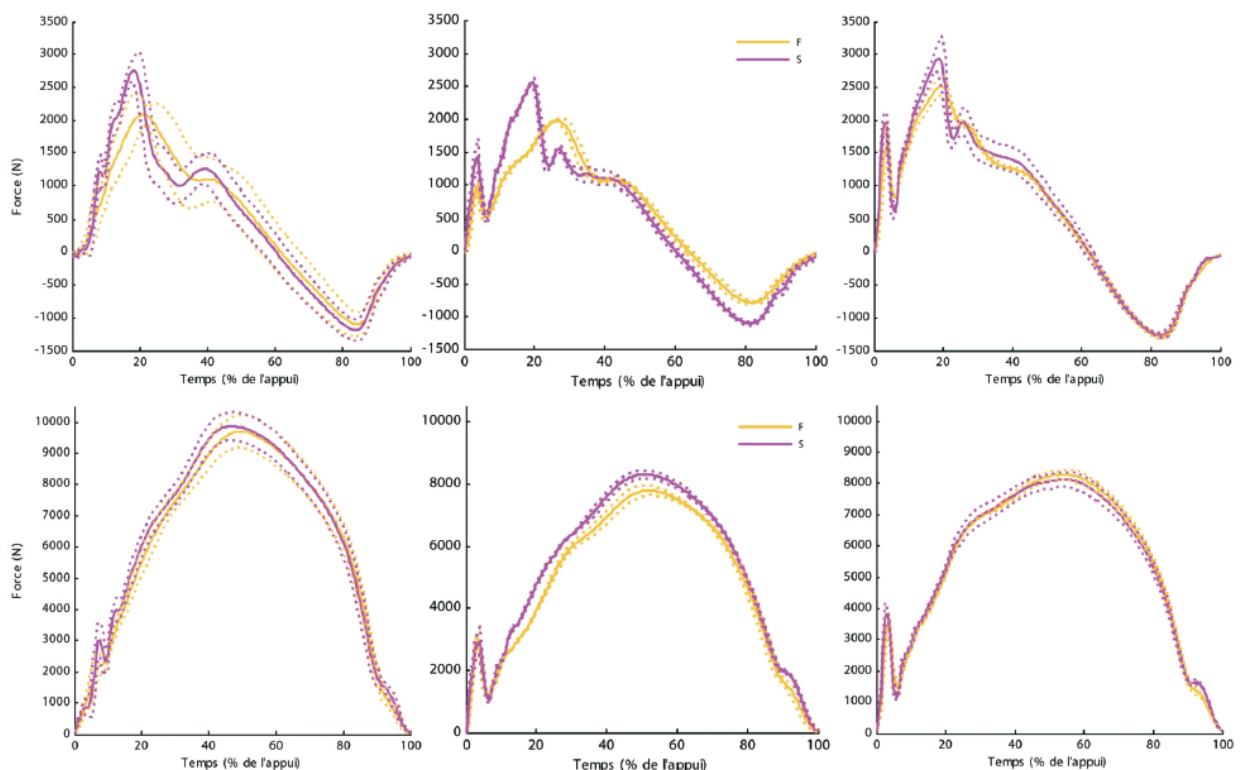


Figure 21 : force de réaction au sol longitudinale (ligne du haut) et verticale (ligne du bas) mesurée grâce au fer dynamométrique 3D chez trois chevaux de gauche à droite, au trot à 9,7 m/s (35 km/h) sur deux pistes (sable fibré-huilé - F, sable concassé - S) (34)

Les composantes horizontale longitudinale ( $F_x$ ) et verticale ( $F_z$ ) de la force de réaction au sol sont ici représentées. Le tracé de la force longitudinale  $F_x$  au cours de la phase d'appui présente deux valeurs maximales. La première, positive, correspond à la force maximale de freinage ; elle apparaît entre 15 et 35% de la phase d'appui et son amplitude varie de 40 à 55% du poids du cheval. Elle est plus faible sur le sable fibré-huilé ( $2392 \pm 360$  N) que sur le sable concassé ( $2923 \pm 281$  N) et survient significativement plus tardivement. Le freinage est donc atténué et plus progressif sur le sable fibré-huilé, car retardé. La seconde valeur maximale de la force longitudinale est négative et correspond à la force de propulsion maximale.

Les tracés de force verticale ( $F_z$ ) présentent un seul maximum, positif du fait de l'orientation proximo-distale de l'axe Z. Son amplitude est en moyenne de  $1,7 \pm 0,2$  fois le poids du corps pour les trois chevaux. Elle est légèrement mais significativement plus faible sur le sable fibré-huilé ( $9024 \pm 1011$  N) que sur le sable concassé ( $9231 \pm 938$ N).

Les valeurs de  $F_x$  et de  $F_z$  montrent un pic, au cours de leur augmentation, au début de la phase d'appui. Ce pic d'impact correspond au début de la phase de support lorsque le pied se pose à plat. L'amplitude des forces d'impact est significativement supérieure sur le sable concassé et la décélération verticale est significativement plus faible sur le sable fibré-huilé par rapport au sable concassé, le pied est arrêté plus en douceur sur le sable fibré-huilé. Le choc de l'impact est ainsi, en moyenne, atténué de plus de 50 % sur une piste fibré-huilé (35).

De plus il a été montré que la force maximale dans le tendon fléchisseur superficiel du doigt est significativement plus faible sur le sable fibré-huilé que concassé.

Ainsi le sable fibré-huilé, s'avère significativement plus amortissant, en raison d'un choc moindre à l'impact et d'un freinage de moindre intensité, plus graduel. Il s'en suit des mouvements articulaires digitaux mieux contrôlés, assurant une mise en tension plus progressive et une tension maximale moindre du TFSD au cours de l'appui. Ces résultats sont à mettre en relation avec la plus grande capacité du sable fibré-huilé à se déformer, qui permet l'enfoncement des talons lors du contact entre le pied et le sol. Ce sol amortit ainsi le choc de l'impact en limitant les brutales variations d'angles articulaires observées sur sol dur au cours de la première partie de l'appui, en particulier l'extension du boulet consécutive à la forte et rapide flexion interphalangienne distale.

En comparant désormais dix sols différents sur les valeurs de la force maximale de freinage et du moment de sa survenue au cours de l'appui, le caractère amortissant des pistes en fibré-huilé est confirmé : le freinage est plus progressif sur les pistes en fibré-huilé mais il entraîne de fait un certain retard dans le décours de la phase d'appui. Un terrain en herbe d'hippodrome présente aussi des propriétés d'amortissement : la force maximale de freinage est relativement faible, mais sans retard dans sa survenue.

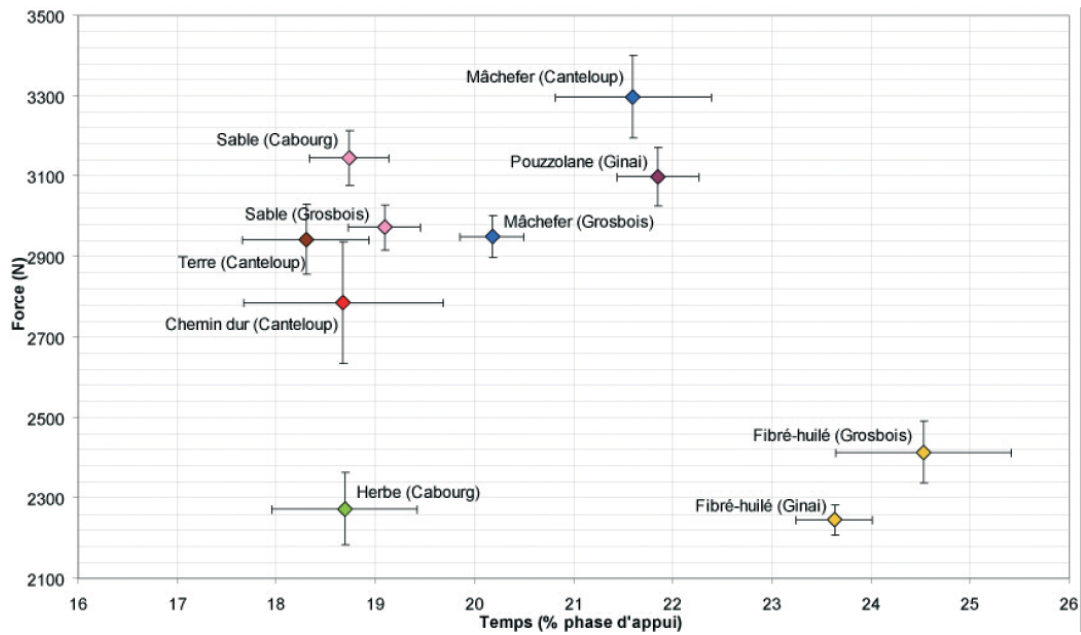


Figure 22 : valeurs de la force maximale de freinage et du moment de sa survenue au cours de l'appui, obtenues lors d'enregistrements réalisés sur 10 pistes (34)

En ce qui concerne les décélérations maximales du pied lors de l'impact, des terrains tels que le fibré-huilé ou l'herbe (sous réserve que la teneur en eau du sol soit suffisante) apparaissent plus amortissants, alors que les pistes en sable concassé sont généralement plus dures. Les pistes en mâchefer se situent entre les deux types précédents. Comme attendu, un chemin dur, non travaillé provoque les chocs les plus violents lors de l'impact au sol.

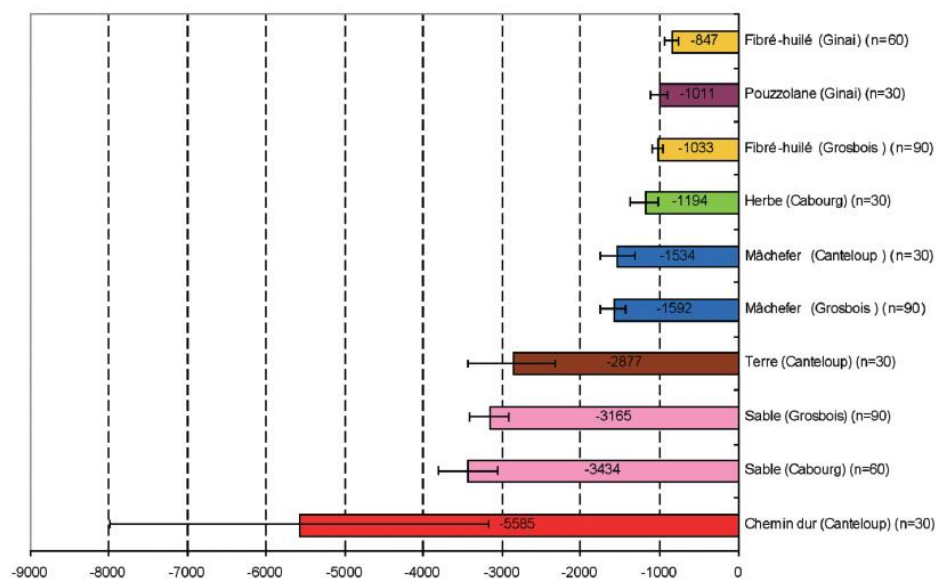


Figure 23 : décélérations verticale à l'impact ( $m.s^{-2}$ ) obtenues lors d'enregistrements réalisés sur 10 pistes (34)

L'amplitude du choc lors de l'impact est aussi conditionnée par le niveau d'entretien de la piste, en effet il a été montré que l'amplitude du choc variait d'un facteur supérieur à 2 entre une portion de piste hersée et arrosée et une portion fermée et laissée sans entretien pendant quelques jours.

De même en comparant comme piste, du sable humide, souple avec ferme et du sable sec, souple (plage) avec de l'asphalte, les résultats montrent une diminution de l'amplitude verticale et horizontale de la force de réaction du sol sur sol plus meuble, et l'humidité du sable influe surtout sur la décélération de la force verticale lors de l'impact (16).

De plus, les études montrent qu'en utilisant un sol plus amortissant, on observe une longueur de foulée plus courte et donc une fréquence de foulée plus importante (16, 34).

## **2.2. Les données cinématiques**

Concernant les données cinématiques, il a été comparé sur différents sols (terre, synthétique et herbe d'hippodrome) les angles articulaires au cours de la phase d'appui. Il a été mis en évidence que pour toutes les articulations, les angles maximum surviennent plus tardivement dans la phase d'appui sur la terre ou un sol synthétique que sur l'herbe, ainsi l'extension maximale du boulet arrive plus précocement, et dure moins longtemps sur une piste en herbe que sur une piste synthétique ou en terre. De plus l'articulation du boulet subit le plus de variation angulaire avec les plus grandes vitesses, par exemple la vitesse d'extension et de flexion du boulet sur sol synthétique est respectivement de  $632 \text{ deg.s}^{-1}$  et  $1058 \text{ deg.s}^{-1}$  (36).

Ainsi les angulations maximales sont similaires sur tous les types de sol, mais elles surviennent plus ou moins tôt dans la phase d'appui selon le sol considéré, ceci peut s'expliquer par la compaction de la partie superficielle du sol, ainsi un sol moins compacté signifie qu'il faut moins de temps pour déformer la surface, ce qui peut conduire à des événements arrivant plus tôt dans la phase d'appui (36).

Ces données vont donc dans le même sens que l'étude cinétique sur différents sols.

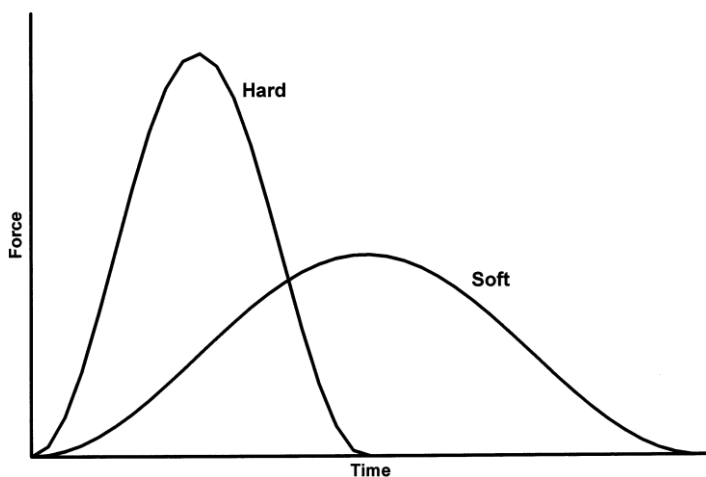
## **2.3. Cas particulier du travail sur le cercle**

Lors d'un travail en cercle, la composante transversale de la force de réaction du sol entre en jeu et les pics de cette force sont très significativement réduits lorsque le cheval effectue le même mouvement (déplacement sur un cercle de même diamètre) sur un sol meuble (sable fibré) comparé à un sol dur (asphalte), cette réduction pouvant atteindre 41 %.

Cette réduction des efforts asymétriques sur un sol meuble s'accompagne par ailleurs d'un déplacement du centre des pressions par rapport à un sol dur. L'interprétation de ce phénomène est due à l'inclinaison du membre vers l'intérieur du cercle : sur un sol ferme, le pied reste à plat sur le sol, le centre de pression se décale donc vers l'intérieur du cercle. Au contraire, sur un sol plus meuble, la partie du pied se trouvant à l'intérieur du cercle s'enfonce, permettant ainsi un meilleur alignement des rayons osseux et du pied. Le centre de pression retrouve alors une position plus centrale et les contraintes transversales diminuent(17).

Ainsi le sol est un acteur majeur dans l'amortissement du cheval, de par sa nature, on peut en effet classer les sols selon leur comportement biomécanique, on a alors trois types de sols : un sol ferme (asphalt), un sol avec beaucoup de frictions (sable), et un sol avec un amortissement naturel (copeaux de bois, sable fibré-huilé) (37). De plus l'entretien et la teneur en eau des pistes est aussi important.

En résumé sur une surface plus souple, les forces maximales seront diminuées (maximum de la courbe de la force en fonction du temps), la mise en charge et la décélération des forces seront plus progressives (pente plus faible), donc la décélération maximale du pied (jusqu'à son arrêt au sol) sera plus faible.



Hard : Evolution des forces en fonction du temps sur un sol dur.

Soft : Evolution des forces en fonction du temps sur un sol souple.

Figure 24 : schéma de courbes de la force en fonction du temps pour un sol dur et souple (25)

### 3. La ferrure (matériaux amortissants)

Une ferrure adaptée protège le pied, la nature de cette ferrure peut aussi jouer sur l'amortissement, de plusieurs manières.

La nature de la ferrure influe significativement en réduisant les chocs et vibrations lors de l'impact du pied avec le sol, il a été montré qu'en comparant différentes ferrures sur sol dur, la décélération maximale variait de  $188\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$  pour une ferrure amortissante à  $746\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$  pour une ferrure en acier (38).

En comparant des chevaux déférés, avec des fers en acier et avec des fers en polyuréthane, il a été mis en évidence que sur sol dur (asphalt), les amplitudes maximales horizontales et verticales de la force de réaction du sol diminuent avec un fer en polyurethane. Ce type de fer permet un amortissement supérieur, diminue les frictions et la durée du choc, et donc diminue l'onde de choc (39).

Les fers légers en alliage d'aluminium, réduisent significativement les chocs par rapport aux fers en acier plus lourds. L'ajout d'une plaque amortissante viscoélastique permet d'atténuer de 75% l'intensité des vibrations (40).

Ainsi l'amortissement de la ferrure peut être recherché par le choix des matériaux, l'aluminium à une faible rigidité, une reprise de forme entre deux appuis, et diminue l'onde de choc et des vibrations en comparant à l'acier. Il est aussi possible d'utiliser des plaques, soit en cuir ou par exemple les plaques EQUISOFT® ou SCHOCK-TAMER®, les dernières se composent de deux polymères de densité différente, un léger qui absorbe l'impact initial et un second plus dur qui dissipe les chocs vers l'extérieur par le biais des bras radicaux. L'utilisation de polymères sous le pied peut aussi augmenter l'amortissement (41).

En résumé, l'amortissement dépend de facteurs intrinsèques au cheval, mais aussi de facteurs externes, la masse et la vitesse du pied, et trois propriétés de l'interface avec le milieu extérieur (épaisseur des particules, élasticité et viscosité pour le sol et la ferrure).



## **B. Implications de l'amortissement sur le cheval**

### **1. Conséquences d'une exposition chronique à l'impact chez le cheval**

#### **1.1. Conséquences communes aux mammifères : les arthropathies dégénératives**

Il a été montré sur des genoux de lapin soumis à des impacts répétitifs que l'os sous-chondral subit des déformations et présente des fractures de fatigue. Parallèlement, le cartilage articulaire est le lieu de processus de dégénération, d'autant plus important sur des régions qui subissent d'habitude moins de stress. Les lésions du cartilage peuvent être causées soit directement par la compression mécanique, soit indirectement par un défaut de soutien de l'os sous-chondral (42, 43). De même ces résultats se retrouvent sur des moutons, qui forcés à marcher sur des surfaces dures de manière prolongée, ont développé des arthropathies dégénératives au bout de deux ans et demi (44). En médecine humaine il a été montré que lorsque le corps est soumis à des impacts répétés, l'absorption des chocs entraîne des signes cliniques tardifs de fracture de fatigue et d'arthrose (45).

Ces études montrent l'influence directe des chocs sur les articulations, cependant il n'est pas prouvé que l'exposition chronique aux chocs provoque de l'arthrose, c'est un facteur prédisposant, probablement par l'intermédiaire de déséquilibre au sein des articulations, et au long terme d'une capacité réduite à absorber les chocs (25).

De plus, une étude humaine démontre que l'onde générée par le choc lors de la locomotion se transmet du pied à la tête en s'atténuant comme nous l'avons vu chez le cheval le long des différentes structures anatomiques (46). Il semble donc cohérent qu'une exposition chronique aux chocs va impacter tout le corps, et notamment chez l'homme, on retrouvera suite à de fortes contraintes répétées des douleurs du dos.

#### **1.2. Particularité des chevaux**

Nous verrons dans cette partie les conséquences particulières d'une exposition chronique à l'impact sur le cheval, indirectement par l'étude du sol.

Plusieurs enquêtes épidémiologiques ont démontré que la qualité des sols, et notamment son pouvoir amortissant était un facteur de risque de lésions ostéo-articulaires et tendineuses. En effet il a été montré sur 3 ans que 46% des lésions sur les membres antérieurs survenant à des chevaux de courses étaient des tendinopathies de l'appareil fléchisseur, et ce risque de lésion augmentait significativement avec les pistes de course plus dures, donc avec une exposition chronique à l'impact (47). De la même manière un sol dur représente un facteur de risque pour le développement des tendinopathies (48).

Néanmoins, les mécanismes d'apparition, c'est-à-dire la physiopathologie, des lésions ostéo-articulaires et tendineuses en relation avec les caractéristiques des sols sont mal connus, la première étude à ce jour s'intéressant au lien direct entre la survenue de lésions de l'appareil locomoteur et la dureté du sol (donc une exposition chronique à l'impact) est le Projet SafeTrack mené par Nathalie Crevier-Denoix.

Dans cette étude, 12 chevaux ont été séparés en deux lots, un s'entraînant sur une piste souple (sable sur terre naturelle) régulièrement arrosée et barrée ; l'autre entraîné sur une piste "dure", volontairement non arrosée et non hersée. Des mesures biomécaniques ont été réalisées et la piste dure entraîne un choc de l'impact en moyenne 3 fois plus élevé que la piste souple.

Les chevaux ont ensuite fait l'objet d'examen approfondis de l'appareil locomoteur jusqu'à 4 mois après le début de l'entraînement, sur le plan clinique et par imagerie médicale (radiographie, échographie, scintigraphie et IRM).

Le bilan lésionnel est le suivant :

- La moitié de l'effectif entraîné sur la piste dure a présenté une tendinopathie bilatérale du tendon fléchisseur superficiel du doigt antérieur.
- Des densifications / contusions des condyles métacarpiens et surtout métatarsiens (boulet) deux fois plus fréquentes sur des chevaux entraînés sur une piste dure.
- Des contusions des os du pied (phalange distale et/ou os sésamoïde distal) ont également été observées sur la piste dure.

Ainsi les lésions se sont révélées plus nombreuses en utilisant la piste dure, mais aussi plus grave, notons que les lésions sans incidence clinique représentent 65% des lésions observées sur la piste souple, tandis que les lésions avec incidence clinique constituent 67% des lésions observées sur la piste dure et cela seulement après 4 mois d'entraînement.

Le développement des lésions au niveau du pied a probablement un lien avec les valeurs très élevées du choc vertical de l'impact et l'énergie des vibrations associées mesurées sur les pieds des chevaux entraînés sur la piste dure. Les tendinopathies du TFSD et les contusions osseuses des boulets ont quant à eux très sûrement un lien direct avec la vitesse de mise en charge des membres plus élevée sur la piste dure. La mise en charge du membre est plus progressive sur la piste souple. La vitesse de mise en charge verticale semble être la variable la plus pertinente pour caractériser le risque pathogène lié à un sol équestre, le membre supporte alors environ 140 à 160 % du poids du corps.

En bilan l'exposition aux chocs provoque des lésions de l'appareil locomoteur du cheval qui nuisent à sa carrière sportive, ceci peut être contrôlé par des facteurs extérieurs qui sont la surface de travail et une ferrure amortissante, utile si le sol est ferme.

## **2. Effet de l'amortissement sur les performances, apport des données chez l'Homme**

Deux axes sont importants pour les constructeurs de chaussure, l'un consiste à diminuer la charge maximale, pour cela les caractéristiques d'amortissement, d'équilibre et de support de la chaussure sont prépondérants. L'autre axe consiste à augmenter la performance et pour cela il faut permettre à l'énergie d'être rendue, au bon moment et au bon endroit, et diminuer la perte de cette énergie (49). Le but d'une chaussure est donc d'augmenter les performances du coureur notamment en économisant de l'énergie, et de le protéger, en modérant l'impact et en stabilisant le pied.

### **2.1. Influence de la forme des chaussures**

Les fabricants de chaussures humaines jouent sur les matériaux amortissants pour concevoir les semelles en utilisant notamment des polymères tels que les polyuréthanes ou l'acétate d'éthylène vinylique. Le design de la chaussure entre aussi en considération pour augmenter l'atténuation des chocs, par exemple en relevant la pointe du pied pour diminuer le bras de levier (50). En faisant ce rapprochement, il semble aussi important de jouer chez le cheval sur la forme du fer, en augmentant notamment le roulement antérieur favorisé par une pince tronquée ou un biseau en pince et en mamelle. Ces ferrures jouent sur la face de propulsion et permettent un bras de levier plus faible. Elles sont destinées à réduire la tension sur l'appareil fléchisseur profond du doigt depuis la région de l'avant-bras jusqu'à la phalange distale. Elles ont également pour but de diminuer les contraintes en pression et en tension sur l'appareil podotrochléaire. Le roulement en mamelles est important pour les chevaux de sport travaillant souvent sur le cercle (51, 52).

### **2.2. Caractéristiques des chaussures selon la discipline**

Lors du port de chaussures à matériaux viscoélastiques, les maximales des forces ainsi que les durées d'accélération et décélération sont diminuées, au dépend de l'effort de pointe, les chaussures amortissantes entraînent donc une durée plus importante pour atteindre la vitesse maximale (50). Ceci peut expliquer pourquoi pour les coureurs, on observe une transition d'utilisation des chaussures traditionnelles, amortissantes, vers des chaussures dites minimalistes, dont les caractéristiques sont une masse légère, peu d'amortissement, la semelle est de faible épaisseur avec une grande flexibilité. Sur le long terme, ce type de chaussures montre un meilleur contact du pied au sol, avec une composante élastique plus importante, mais peut provoquer des blessures si le coureur est mal adapté aux chaussures minimalistes, avec une transition trop courte (53). Nous pouvons rapprocher l'utilisation de ce type de chaussure pour athlétisme aux chevaux de courses. Sur un sol adapté (l'herbe), les propriétés souhaitées sont la légèreté et la flexibilité.

En considérant ce parallèle, le basketball peut être rapproché du saut d'obstacle. Il semble cohérent d'attendre des chaussures de basketball les mêmes propriétés que si on souhaitait augmenter les performances à l'obstacle, en effet le mouvement devient vertical dans ces deux disciplines. Il a été montré dans ce sport que l'adhérence de la semelle avec le sol avait un lien important avec la performance, qu'il fallait choisir une chaussure bien adhérente (54). L'adhérence permet à l'athlète d'accélérer, arrêter, sauter ou changer de direction rapidement, mais trop d'adhérence ou de traction peut aussi causer des blessures. De plus le poids de la chaussure n'a pas d'influence, ou sinon que psychologique, sur les performances, et notamment sur la hauteur du saut (55).

### **2.3. Notion d'économie d'énergie et d'amortissement**

Il existe une notion d'économie d'énergie lors de la course à pied, c'est le reflet de la quantité d'oxygène inspirée nécessaire pour maintenir une vitesse constante en considérant des facteurs externes influençant la course. C'est un point clé de la performance des athlètes, notamment pour pouvoir courir sur de longues distances.

Les chaussures avec une composante élastique importante permettent de rendre l'énergie absorbée, et il a été montré que ce type de chaussures permettait de réduire la consommation en oxygène moyenne et d'augmenter le confort du coureur. Ainsi les chaussures avec retour d'énergie important augmentent les performances en permettant une économie en oxygène pour le coureur par rapport à des chaussures conventionnelles (56).

De plus, l'énergie consommée dépend de nombreux facteurs et notamment de la démarche adoptée, ainsi par exemple une femme qui court avec les mains derrière la tête dépense plus d'énergie qu'en courant les mains derrière le dos. La notion d'économie d'énergie intervient donc dans une démarche physiologique. Le but de la chaussure est de permettre un mouvement physiologique du pied (57). L'énergie économisée peut être augmentée en utilisant des chaussures adaptées en comparaison à rester pied nu. Et plus la chaussure est légère, plus il y aura économie d'énergie (58).

Intervient alors tout un débat en médecine humaine comparant les chaussures conventionnelles, avec des semelles épaisses, très amortissantes, et les chaussures minimalistes plus légères avec une semelle beaucoup plus fine, permettant un meilleur contact du pied avec le sol, et un matériau plus dur rendant l'énergie. En effet, l'utilisation de chaussures conventionnelles change la locomotion de l'homme et l'impact au sol se fait alors par le talon, tandis qu'en courant pied nu ou avec des chaussures minimalistes, le contact au sol se fait en "médio-pied". Il a ainsi été montré qu'une manière efficace pour économiser de l'énergie est de poser le pied en médio-pied. Il n'y a pas d'économie d'énergie si le poser du pied est par le talon, si la force de réaction du sol est augmentée en intensité ou si le temps de contact au sol est augmenté. Cependant toutes ces notions nécessitent une adaptation adéquate au changement de chaussures (59–62). On observe aussi avec une attaque du pied en talon

une diminution de performance, par un rang de place augmenté à l'arrivée d'un marathon (63).

La notion d'économie d'énergie est ainsi liée à la légèreté de la chaussure et son respect pour une locomotion physiologique pour l'Homme. Pour tout type de chaussure, si elle ne cause pas de blessure et convient au coureur, le corps s'y adapte. Cependant ceci est vrai dans la mesure où le stress appliqué n'est pas plus grand que la capacité d'adaptation du corps. Il est aussi intéressant de noter qu'il n'y a pas moins de blessures chez les coureurs qui ont des chaussures plus chères (64, 65).

Ceci rappelle la dualité du problème, il est nécessaire d'avoir un amortissement pour éviter les lésions des athlètes, mais il est souhaitable de limiter cet amortissement afin de ne pas modifier la physiologie du coureur, restituer l'énergie et ainsi améliorer les performances.

Si nous appliquons ces données au cheval, il semblerait qu'il faille favoriser une locomotion naturelle du cheval pour augmenter ses performances, et une économie d'énergie pourrait être observée en diminuant la force de réaction du sol et le temps de contact. Cependant il existe des limites à cette comparaison des deux espèces. En effet, le cheval ne pose pas le pied au sol par son carpe ou tarse, mais par sa phalange distale. L'argument de l'attaque par le talon ou par le medio-pied n'est pas applicable chez le cheval. L'Homme peut augmenter sa capacité d'amortissement en restant sur la pointe des pieds et en jouant sur la flexion de la cheville. Ceci explique qu'un phénomène inverse est observé chez l'Homme par rapport au cheval. Chez l'Homme courir sur une surface dure augmente les comportements de modération d'impact, alors qu'une surface souple augmente les comportements de stabilité.

De plus les chaussures conventionnelles modifient la locomotion en raison de la semelle qui fait plusieurs centimètres d'épaisseur. Favoriser l'amortissement au niveau de la ferrure ne jouerait que sur quelques millimètres (plaques ou autres) et permettrait une diminution de la force de réaction du sol et donc une économie d'énergie. Dans le but d'optimiser la ferrure entre amorti et performances sportives, il faut privilégier un matériau relativement dur et réactif, qui renvoie l'énergie absorbée.

En bilan, la prévention des boiteries du cheval athlète nécessite de s'intéresser à la biomécanique du sabot notamment au moment de l'impact au sol car l'accumulation des chocs répétés est responsable des lésions ostéo-articulaires chroniques et de tendinopathies.

Le membre du cheval est spécialisé pour permettre une locomotion optimale, avec des matériaux viscoélastiques permettant un amortissement par dissipation des ondes de choc le long du membre et par des mouvements pour atténuer les chocs.

Des paramètres extérieurs au pied du cheval doivent aussi être pris en compte, les pistes hippiques et la ferrure doivent être ainsi conçues pour minimiser ces chocs spécialement chez les chevaux de saut d'obstacles et de courses, soumis à de fortes contraintes mécaniques à la réception des sauts et à grande vitesse. Les mesures de décélération du sabot et les forces maximales de la réaction du sol sont utiles pour tester la capacité d'amortissement des chocs de la ferrure et des pistes. Les fers légers en alliage d'aluminium, réduisent significativement les chocs par rapport aux fers en acier plus lourds. L'ajout d'une plaque amortissante viscoélastique permet d'atténuer aussi ces vibrations. La raideur du sol est directement responsable de chocs plus importants qui sont une source de dommages pour les tissus.

L'amortissement de l'impact du sabot contre le sol par une ferrure amortissante et un revêtement de piste souple est un moyen indispensable pour prévenir les lésions dégénératives articulaires, contusions osseuses et tendinopathies.

Le potentiel d'amortissement des chocs est plus important sur la piste, qui est plus déformable que la ferrure. Par contre, si le sol est dur, il est très recommandé d'utiliser une ferrure amortissante de bonne qualité chez les chevaux athlètes (40).

Les données en médecine humaine nous renseignent sur les caractéristiques à améliorer. Il y a certes l'amortissement qui est important mais aussi le design de la ferrure pour atténuer les chocs. De plus, selon la discipline, il est envisageable de préférer certaines propriétés à d'autres afin d'augmenter les performances et économiser de l'énergie chez le cheval athlète.

### **PARTIE III : Etude expérimentale comparative du poids et de l'amortissement de plusieurs ferrures disponibles sur le marché**

Aux vues des connaissances actuelles, nous avons une idée des objectifs que doivent remplir une ferrure, sans prendre en compte les ferrures kinésithérapiques et les différences individuelles comme les aplombs. Une ferrure doit être légère, amortissante et équilibrée. L'objectif de notre étude est de faire un bilan sur certaines propriétés des ferrures disponibles sur le marché, et de déterminer s'il y a des différences au sein de cette gamme notamment en nous focalisant sur le poids de la ferrure et son amortissement.

## A. Matériel et méthode

### 1. Matériel testé :

Fers de dimensions comparables, de membre antérieur, dont les pinçons sont conservés, 10 fers de chaque catégorie :

- Un fer prototype Valuefeed Performance CSO multi matériaux constitué de trois couches, un polymère entouré de deux couches d'aluminium (épaisseur=10mm, couverture 22mm).
- Un fer prototype Valuefeed Endurance constitué d'une partie aluminium et sur la face du fer en contact avec le sol d'un revêtement plastique (épaisseur=10mm, couverture 22mm).
- Un fer Valuefeed Aluminium (épaisseur=10mm, couverture 20mm).
- Un fer Mustad Equi-Librium Aluminium de taille 0 (épaisseur=10,2mm, largeur=135mm, couverture=22mm).
- Un fer ACR Rolling Sport Aluminium de taille 00 (épaisseur=10mm, largeur=131mm, couverture=28mm).
- Un fer Acier Kerckhaert de taille 1 (épaisseur=10mm, couverture=22mm).
- Un fer en plastique P&P systems, Esprit horseshoes malleable de taille 3 (épaisseur=11mm, largeur=150mm, couverture= 24mm).

Pour des raisons de matériaux non finalisés, les fers Valuefeed Performance CSO et Endurance n'ont pu être livrés en dix exemplaires, ils seront donc exclus de notre étude, mais les résultats des expériences 2 et 3 seront présentés car intéressants. Il en est de même pour les fers en aluminium ACR, qui n'ont pu être étudiés dans la première expérience à cause des contraintes de délai de livraison non respecté.

Un fer supplémentaire est ajouté seulement pour la dernière expérience, il s'agit d'un fer entièrement en plastique, beaucoup plus souple.

Ainsi durant l'ensemble des expériences, les résultats des fers en aluminium de Mustad et Valuefeed et en acier seront surtout développés. Les résultats des autres fers seront présentés par la suite.



Fer Valuefeet Aluminium



Fer Mustad Aluminium



Fer Kerckhaert Acier



Fer Valuefeet Performance CSO



Fer Valuefeet Endurance



Fer ACR Aluminium



Fer en plastique



Figure 25 : fers testés

## 2. Expérience 1 : Etude du poids des différentes ferrures

L'expérience est réalisée le même jour avec une température ambiante de 23°C, afin de d'éliminer le biais des conditions climatiques sur une éventuelle déformation du fer.

Le poids de chacun des fers est déterminé, grâce à une balance précise à  $10^{-1}$ g. Afin de s'affranchir des différences de taille entre chaque catégorie de fer, le volume de chaque fer est mesuré. Pour cela, chaque fer est placé dans un becher de 13cm de diamètre et 3000mL de contenance, au préalable rempli avec de l'eau jusqu'à 1500mL. Grâce à une éprouvette graduée de 500mL de contenance et 5mL de précision, remplie d'eau jusqu'au trait de 500mL, l'eau est versé dans le becher jusqu'à atteindre le trait de 2000mL. Le volume du fer correspond donc au volume d'eau restant dans l'éprouvette. Pour chaque fer, la masse volumique associée, et la densité par rapport à l'eau sont ensuite calculées.

De plus, l'épaisseur de chaque fer est mesurée grâce à un pied à coulisse analogique de précision 0,05mm, sur trois points, en pince et aux deux talons. Il est ensuite calculé, pour un même fer l'écart maximum d'épaisseur que l'on pouvait rencontrer (différence entre la plus grande épaisseur et la plus petite au sein des trois valeurs mesurées). Ces données nous informent sur la précision d'usinage des fers.

Etude statistique :

Les densités moyennes sont représentées sur un histogramme de densité pour chaque catégorie de fer, en faisant apparaître les écart-types, Puis un test t-student unilatéral est réalisé afin de comparer la densité de ces trois types de fer.

De la même manière un test t-student bilatéral est réalisé afin de comparer si les écarts d'épaisseurs sont ou non significativement différents pour certaines catégories de fer.

### 3. Expérience 2 : Etude de la capacité des fers à absorber les vibrations suite à un impact

Par la suite, pour des raisons de clarté d'explication, nous considérerons qu'un fer à deux faces, une face "sol" en contact avec le sol lorsqu'il est en place sur le sabot, et une face "cheval" en contact avec le sabot.

Afin de se rapprocher des chocs que subit physiologiquement le cheval, un seul fer de chaque catégorie est suspendu grâce à deux élastiques, et ce fer est soumis à un impact (marteau piezoélectrique avec embout en plastique) sur sa face "sol" proche des accéléromètres. Deux accéléromètres mono-axiaux sont placés sur chaque face du fer, au niveau d'un talon, de cette manière, il y a l'accéléromètre enregistrant les vibrations côté cheval et celui côté sol.

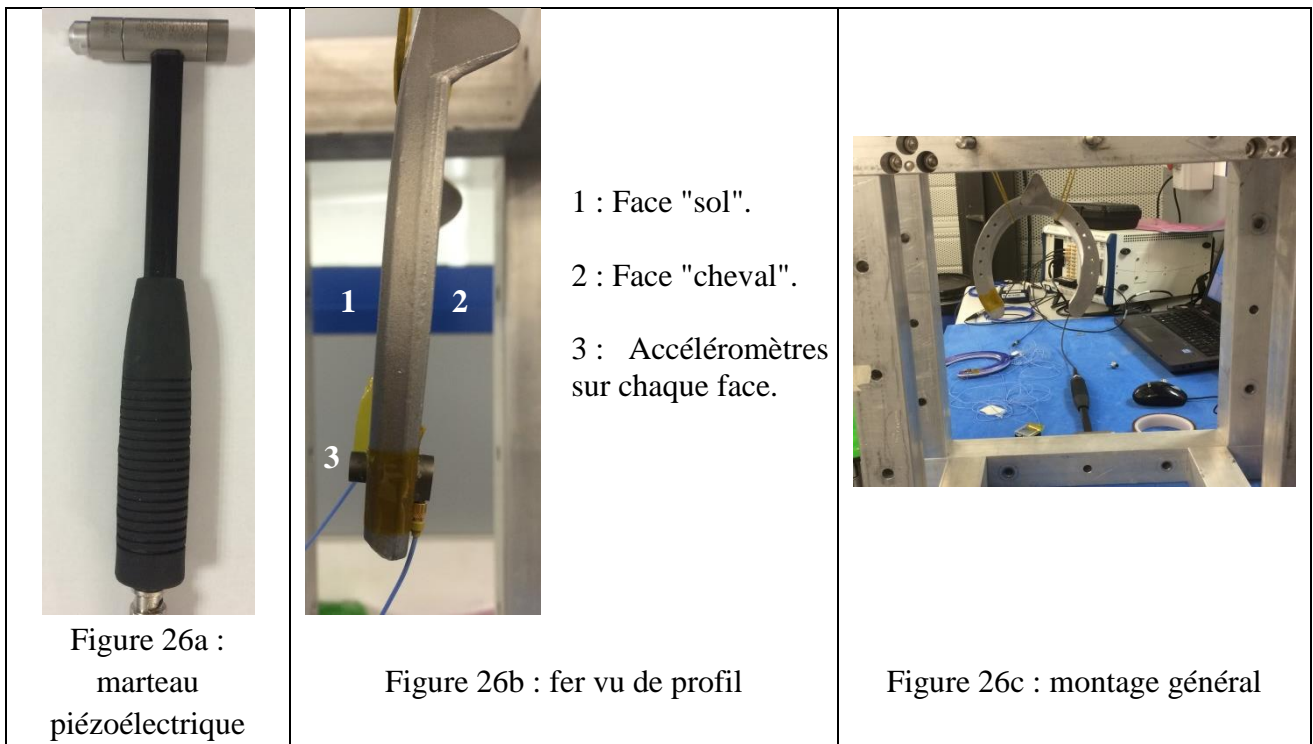


Figure 26 : montage de l'expérience 2

5 essais d'une seconde d'enregistrement sont réalisés pour chaque catégorie de fer, les données sont ensuite analysées par le logiciel So analyzer de M+P. De la même manière que précédemment cette expérience est réalisée à 23°C.

Dans un premier temps, nous nous intéressons à l'étude temporelle des vibrations lors de l'impact avec le marteau sur la face "sol", mesurées par l'accéléromètre de la face "cheval". Il est donc attendu d'obtenir une courbe sinusoïdale dont l'amplitude maximale s'amortit avec le temps. Plus cette amplitude diminue rapidement, et plus le fer est considéré comme amortissant. Afin de quantifier ceci et de pouvoir comparer cet amortissement entre chaque fer, nous nous intéressons à la durée nécessaire pour faire diminuer l'amplitude maximale enregistrée lors de l'essai de 90%. Cette durée sera notée  $T_a$ , plus elle est faible, moins il faut de temps pour amortir l'onde, donc plus le fer est amortissant. Les  $T_a$  moyens sur les 5 essais pour chaque catégorie de fer sont ensuite analysés statistiquement par un test t-student unilatéral afin de comparer ces durées.

Enfin pour la suite, nous devons distinguer deux types d'amortissement : le coefficient d'amortissement et le taux d'amortissement. Le coefficient d'amortissement (souvent noté  $c$ , en  $\text{kg}\cdot\text{s}^{-1}$ ) est assez difficile à déterminer. Il correspond à l'amortissement du produit en lui-même, et ne dépend pas de la forme. Le taux d'amortissement ("damping ratio" en %) permet de caractériser un signal pseudo-périodique. Le taux d'amortissement est fonction de la raideur du produit  $K$ , de la fréquence propre et du coefficient d'amortissement  $c$ , il dépend de la forme du produit. C'est ainsi une manière indirecte de mesurer l'amortissement propre du fer. Afin de connaître ce taux d'amortissement, il faut connaître les fréquences de résonance des fers. Pour cela, la FRF, Fonction de Réponse en Fréquence est utilisée. C'est une fonction de transfert entre deux signaux qui permet d'analyser le spectre d'onde entre ces deux signaux, soit entre l'impact et l'accéléromètre sur la face "cheval" ou entre les deux accéléromètres.

La fonction de transfert s'obtient expérimentalement à l'aide de n'importe quel signal en fonction de la fréquence  $\Omega$  :  $H(\Omega) = \frac{x(\Omega)}{f(\Omega)}$  où  $f$  est le signal, en N, et  $x$  est la réponse mesurée, l'accélération, en g.

L'analyse de spectre est limitée à des fréquences inférieures à 1250 Hz.

Ainsi en utilisant la FRF entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face "cheval", les fréquences de résonance, et à ces fréquences, le "damping ratio", pour chaque essai, pour chaque catégorie de fer sont déterminés. Ces "damping ratio" peuvent alors être comparés entre les différents fers, s'ils ont lieu à des fréquences similaires. Ces valeurs sont analysées par un test t-student bilatéral.

L'accéléromètre sur la face "sol" sert de témoin sur la concordance des FRF, l'une entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face "cheval", et l'autre entre chaque accéléromètre. Ceci permet de justifier que notre expérience est valable, et que le fer ne présente pas de défauts internes (fissure, fêlure ...) qui modifieraient alors le spectre d'onde, et il serait observable un changement de comportement ou de fréquences de résonances.

#### 4. Expérience 3 : Etude de l'élasticité des fers

Rappelons qu'un type de fer est testé en plus pour cette expérience, il s'agit d'un fer entièrement en plastique.

Un fer de chaque catégorie est placé dans une machine de fatigue hydraulique compressive MTS Landmark 370, équipée d'un capteur de compression et traction CATR 1007, pouvant mesurer jusqu'à 250kN de force compressive ou de traction. Etant donné qu'il y a un facteur de 10 entre la force et le poids, le capteur de force peut mesurer une force correspondant à 25tonnes.

Les pinçons du fer Mustad ont été retirés car perpendiculaires au fer. Chaque fer est placé centré entre deux plateaux en acier, disques de 165mm de diamètre. Un plateau auto nivelant est utilisé afin d'éviter une compression sur certains points d'appui. Un tel plateau permet une adaptation de l'orientation de la force, puisque les fers ne sont pas parfaitement plats, et ainsi distribuer la force de compression sur l'ensemble de la surface du fer.

Sur cette machine, le plateau mobile est celui du bas, la force s'exerce donc sur la face inférieure du fer, le fer est donc placé de telle manière que sa face normalement en contact avec le sol soit en contact avec le plateau inférieur mobile.

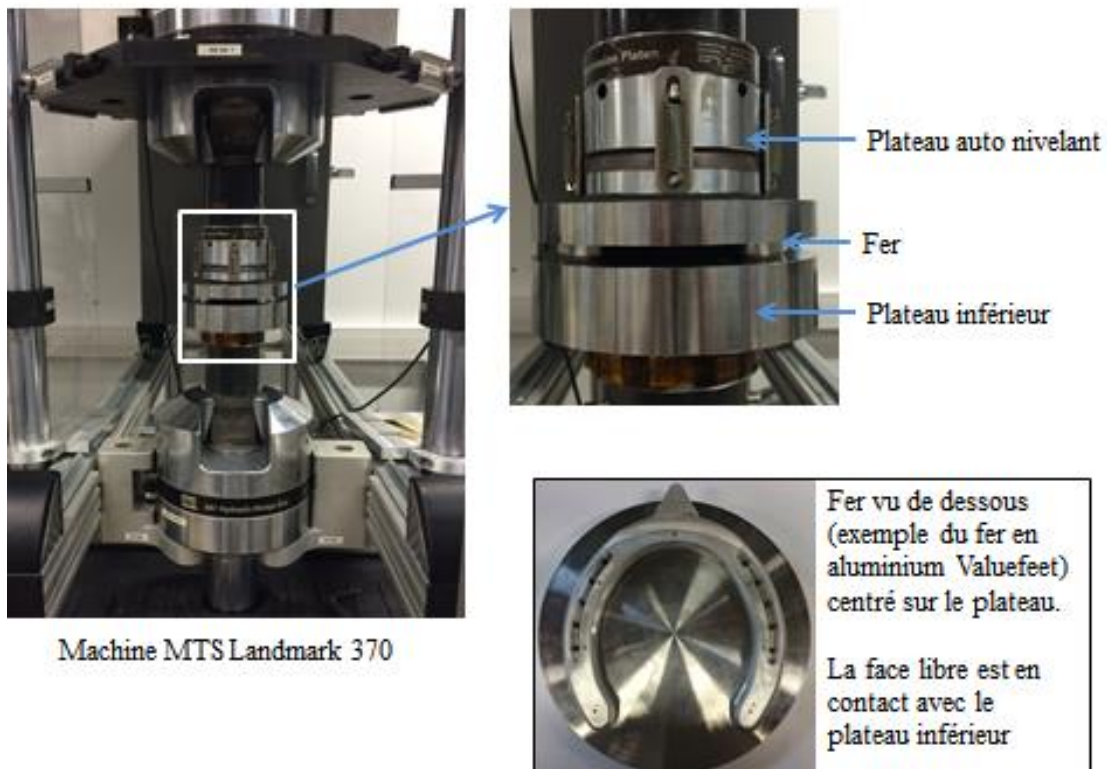


Figure 27 : montage de l'expérience 3

Le déplacement du plateau (en mm) est mesuré, la précision est de l'ordre du  $\mu\text{m}$ , et la force de compression précise au Newton près. Le logiciel de traitement des données permet de mesurer la force compressive en fonction du déplacement du plateau, à une vitesse constante de  $0,5 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$ , nous obtenons alors une courbe. Le déplacement représente alors la variation d'épaisseur du fer sous une contrainte compressive.

L'origine du déplacement est choisie de manière arbitraire, la compression débute pour une force exercée de 30N (soit une force correspondant à 3kg). Ceci permet d'éviter la présence d'espace entre le fer et le plateau, et donc des problèmes d'ajustement, on empêche ainsi d'obtenir un déplacement supérieur à la réalité. De plus la valeur choisie est la même pour tous les fers afin de pouvoir comparer les déplacements. L'expérience est arrêtée lorsque 30kN sont atteints.

La valeur qui nous intéresse est le déplacement obtenu pour une pression exercée de 20kN sur le capteur de pression (force correspondante à un poids de 2 tonnes). Cette valeur est choisie car lors d'un l'obstacle de 1m53 de haut, la force verticale maximale sur l'antérieur de réception est de 385% du poids du cheval (31), un cheval de 500kg reçoit donc 1,93t, nous la majorant donc à 2t. Cette force correspond donc à la contrainte maximale trouvée dans la littérature auquel un fer peut être soumis.

Ce déplacement, correspondant à 20kN de force compressive sera noté  $\Delta C$  pour chaque catégorie de fer, ainsi en comparant ces valeurs, plus  $\Delta C$  est grand, plus le fer se déforme sous une force, moins il résiste à la compression, et inversement. Le pourcentage de déformation par rapport à l'épaisseur moyenne de chaque fer est calculé grâce à la mesure de l'épaisseur en trois points du fer avant la contrainte.

Grâce à un pied à coulisse digital précis à 0,01 mm, l'épaisseur de chaque fer est mesurée en trois endroits, en pince et aux deux talons (de la même manière que pour la première expérience) avant contrainte et deux minutes après la fin de la compression maximale.

Nous appellerons par la suite  $\Delta E$  la différence d'épaisseur (épaisseur avant contrainte – épaisseur après contrainte). Le pourcentage d'épaisseur du fer perdu par rapport à son état initial est ensuite déterminé. Il est donc possible de calculer le pourcentage d'épaisseur du fer perdu moyen pour chaque fer (moyenne sur les trois points de mesure). Cela représente alors la déformation plastique du fer, irréversible. Si ce chiffre ne s'avère pas négligeable, l'épaisseur du fer est à nouveau mesurée, à une durée plus longue après la contrainte maximale (15minutes environ) afin de s'assurer que la déformation est irréversible.

Pour les mêmes préoccupations que précédemment, cette expérience est réalisée à une température contrôlée de  $23,4^\circ\text{C}$  et un taux d'hygrométrie de 49%.

## B. Résultats

### 1. Expérience 1 : Etude du poids des différentes ferrures

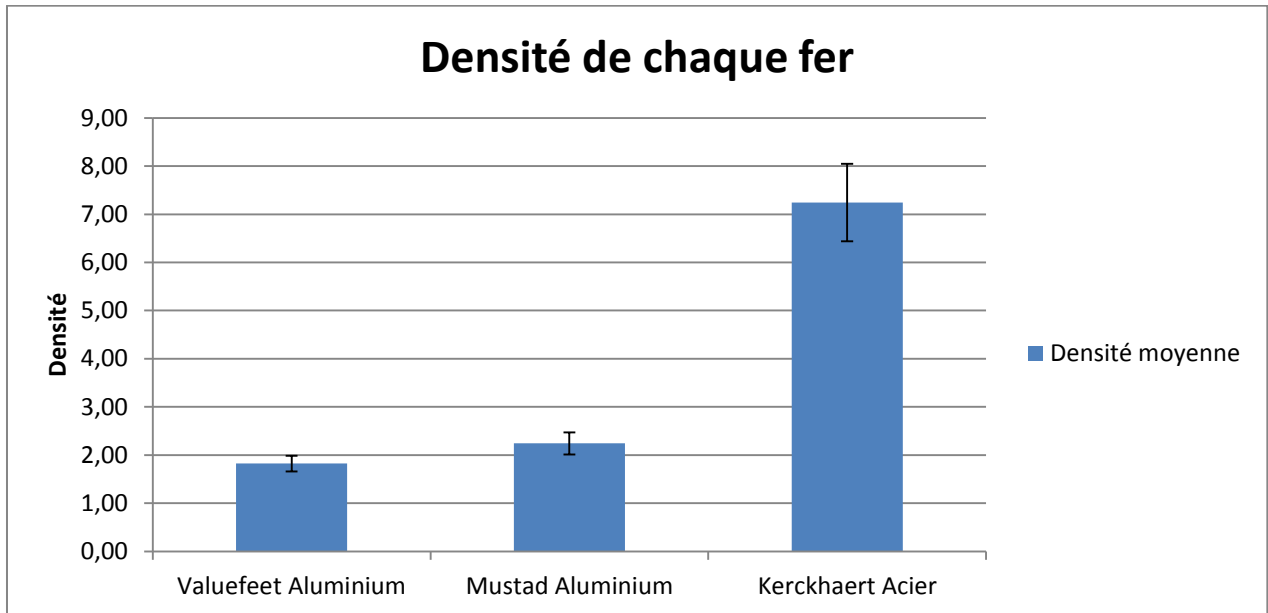


Figure 28 : densité moyenne de chaque catégorie de fer

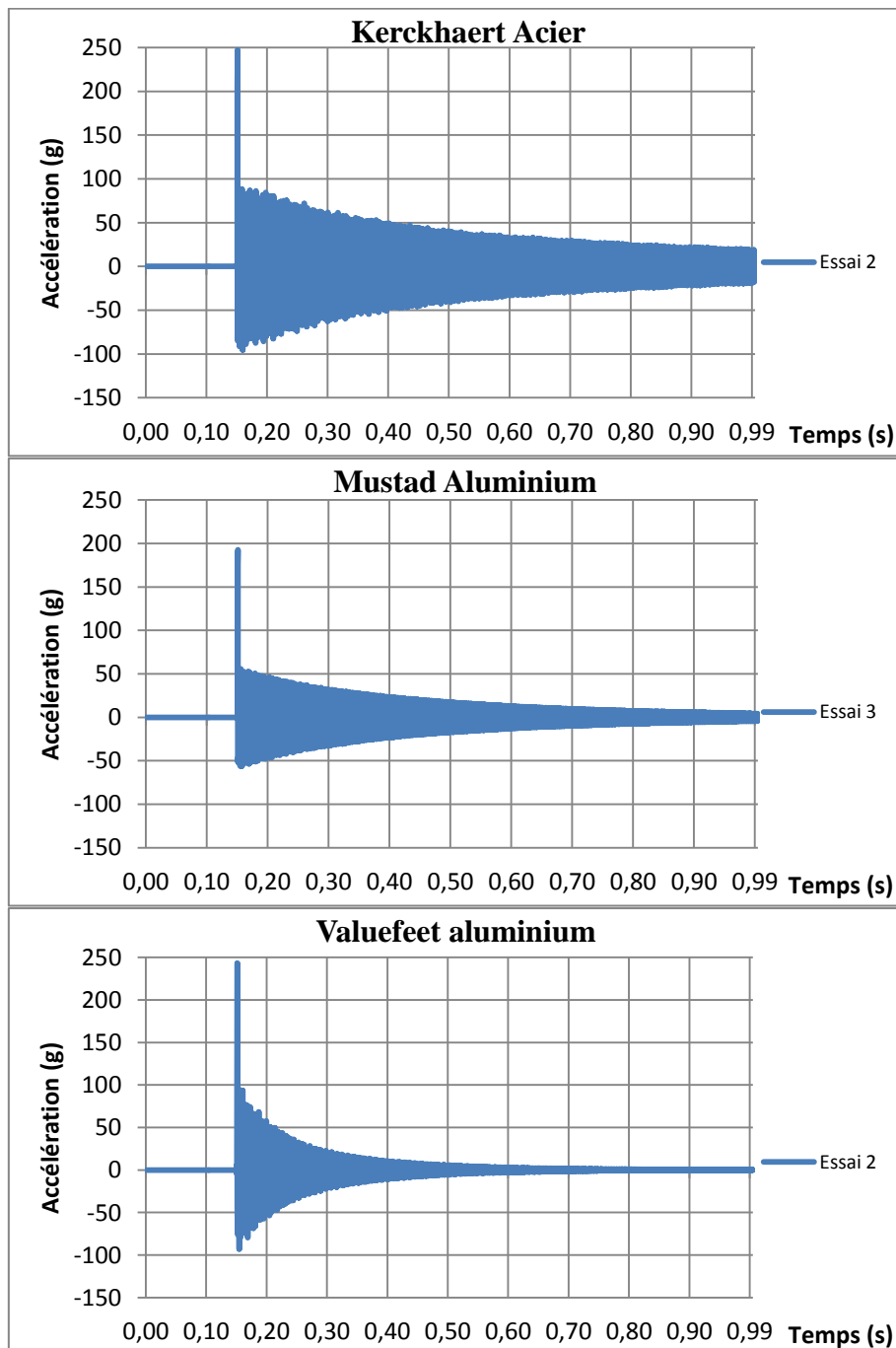
Les données de l'expérience sont en Annexe 1.

Les résultats montrent une densité moyenne de l'aluminium inférieure à celle de l'acier. Plus précisément, la densité par rapport à l'eau de l'aluminium des fers Valuefeet est significativement inférieure à celle de l'aluminium des fers Mustad ( $p=8,72 \cdot 10^{-5} < 0,05$ ), elle-même significativement inférieure à celle de l'acier ( $p=1,30 \cdot 10^{-13} < 0,05$ ). Ainsi le constituant des fers Valuefeet aluminium est plus léger que les autres matériaux de cette expérience.

Concernant les écarts d'épaisseurs au niveau de trois points des fers, il a été trouvé en moyenne un écart maximal de 0,1mm pour les fers Valuefeet, 0,2mm pour les fers Mustad et 0,5mm pour les fers en acier. Ces résultats montrent des écarts statistiquement significatifs entre l'aluminium et l'acier ( $p=7,63 \cdot 10^{-6}$  en comparant les fers Valuefeet et en acier,  $p=2,56 \cdot 10^{-4}$  en comparant les fers Mustad et en acier). Par contre, les écarts ne sont pas statistiquement différents entre les deux fers en aluminium.

## 2. Expérience 2 : Etude de la capacité des fers à absorber les vibrations suite à un impact

Les résultats de l'analyse temporelle des trois types de fer étudiés précédemment montrent des différences entre les catégories de fers. Dans un premier temps, si nous choisissons une courbe représentative parmi les 5 essais pour chaque catégorie de fer, qui ont une valeur maximale relativement proche, nous pouvons observer des différences : le fer en aluminium Valuefeet a une accélération qui tend plus rapidement vers 0 que les fers en aluminium Mustad et en acier. D'autre part, les oscillations des ondes s'amortissent très peu pour l'acier et durent dans le temps. (Figure 29)





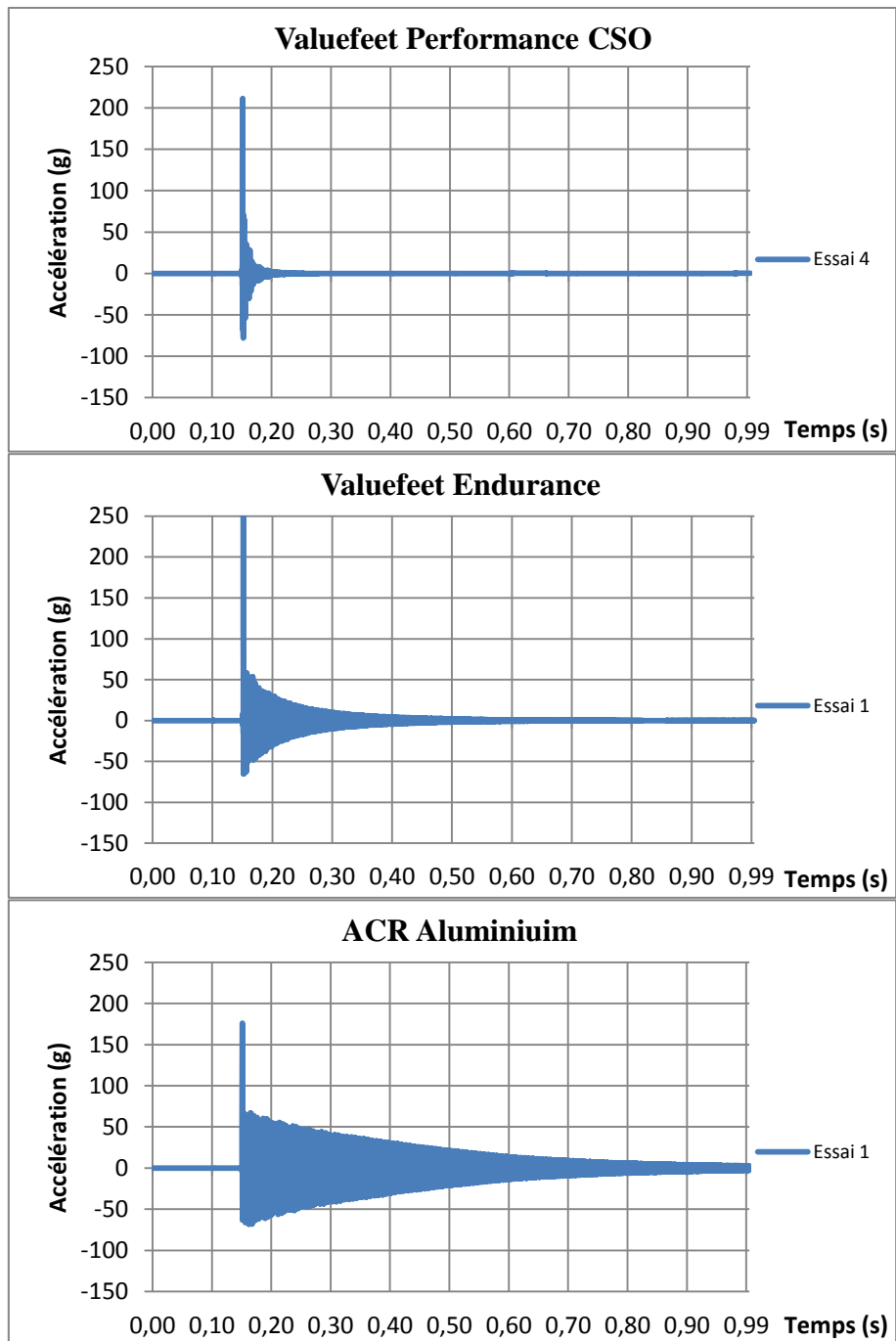


Figure 29 : étude de l'accélération des ondes en fonction du temps, après impact, mesurée sur la face "cheval"

A première vue, le fer aluminium de Valuefeed serait plus amortissant que le fer aluminium de Mustad, lui-même plus amortissant que le fer en acier. En comparant les  $T_a$ , on obtient des durées moyennes nécessaires pour avoir une diminution d'amplitude maximale de 90% qui s'élèvent à 611ms pour l'acier, 345ms pour le fer Mustad et 112ms pour le fer Valuefeed (Annexe 2). Les tests ont confirmé que la durée nécessaire pour obtenir une diminution de l'amplitude maximale de 90% des ondes pour le fer Valuefeed est significativement plus basse que pour les deux autres fers ( $p=1,44*10^{-6}$  en comparant l'acier et le fer Valuefeed,  $p=1,93*10^{-7}$  en comparant les fers Mustad et Valuefeed, et  $p=1,13*10^{-4}$  en comparant les fers Mustad et acier).

Concernant la Fonction de Réponse en Fréquence, ou FRF entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face cheval, un exemple de courbe obtenue en fonction de la fréquence pour l'acier est présenté ci-dessous (Figure 30). Les autres courbes se trouvent en Annexe 3. Nous pouvons déterminer grâce à ces courbes, en utilisant le logiciel So Analyzer de M+P, les fréquences de résonance (correspondant aux pics verticaux) et pour chaque fréquence, le "damping ratio" associé.

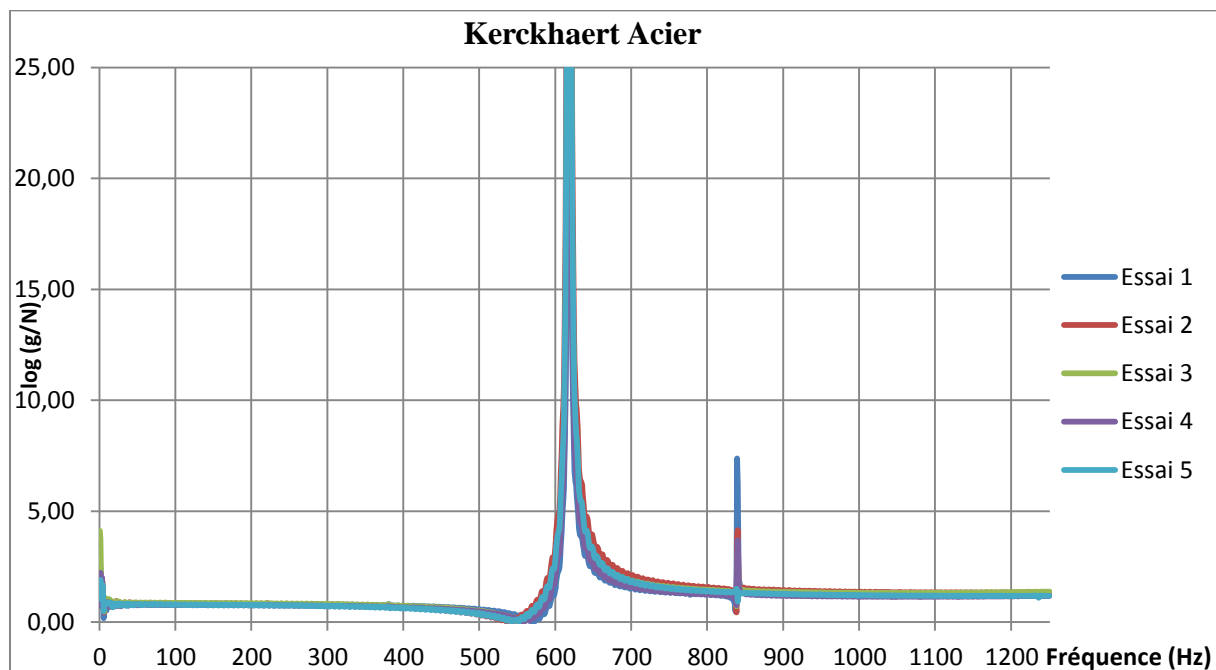


Figure 30 : fonction de réponse en fréquence entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face "cheval" du fer en acier de Kerckhaert

Il y a à chaque fois, pour les trois types de fer, pour des fréquences inférieures à 1250Hz, un phénomène de résonance pour une fréquence inférieure à 650Hz, et pour l'acier et le fer en aluminium de Mustad un autre phénomène de résonance apparaît, pour une fréquence comprise entre 850Hz et 900Hz. Dans le but de pouvoir comparer les fers entre eux, nous nous sommes donc focalisés sur la première fréquence de résonance. Les valeurs des fréquences et des "damping ratio" sont résumés dans le Tableau 2, notons que la fréquence de résonance est identique sur les 5 essais pour les trois types de fer.

	<b>Kerckhaert Acier</b>	<b>Mustad Aluminium</b>	<b>Valuefeed Aluminium</b>
Fréquence de résonance	618 Hz	558 Hz	642 Hz
	Damping ratio (%)	Damping ratio (%)	Damping ratio (%)
Essai 1	0,02	0,03	0,14
Essai 2	0,02	0,03	0,13
Essai 3	0,02	0,03	0,14
Essai 4	0,02	0,03	0,15
Essai 5	0,02	0,03	0,13
Moyenne	0,02	0,03	0,14

	<b>Valuefeed Performance CSO</b>	<b>Valuefeed Endurance</b>	<b>ACR Aluminium</b>
Fréquence de résonance	303,8 Hz	496 Hz	705 Hz
	Damping ratio (%)	Damping ratio (%)	Damping ratio (%)
Essai 1	1,96	0,14	0,01 (retirée)
Essai 2	2,20	0,14	0,03
Essai 3	2,14	0,14	0,03
Essai 4	2,00	0,14	0,03
Essai 5	1,97	0,14	0,03
Moyenne	2,054	0,14	0,03 sur les 4 essais

Tableau 2 : fréquence de résonance et "damping ratio" pour la FRF entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face "cheval"

Ces résultats mettent en évidence un "damping ratio" significativement croissant entre le fer en acier, le fer Mustad et le fer Valuefeed. Ainsi le signal pseudo périodique qu'engendre l'impact du marteau sur la face "sol", à cette fréquence de résonance, est plus amorti dans le fer en aluminium de Valuefeed. Ceci concorde avec les résultats de l'étude temporelle.

Les résultats de la FRF entre les deux faces de tous les fers testés sont présentés en Annexe 4. Nous n'avons pas mis en évidence de défaut de fabrication apparent sur un fer. Une valeur reste cependant surprenante, lors de l'essai 1 du fer en aluminium d'ACR, puisque nous avons une intensité de résonance beaucoup plus faible en comparaison des 4 autres essais, à une fréquence plus élevée. Le "damping ratio" apparaît par ailleurs plus faible pour cet essai dans le tableau 2. Il a donc été décidé de retirer cette valeur lors de l'analyse des résultats.

En considérant tous les fers testés, les courbes temporelles (Figure 29) mettent en évidence que les fers Valuefeed Performance CSO et Endurance sont les plus amortissants. De la même manière, il apparaît que le fer en aluminium d'ACR a un comportement vibratoire intermédiaire entre celui du fer en acier et celui du fer en aluminium de Mustad. Ces résultats sont confirmés par l'analyse des Ta. La durée moyenne pour avoir une diminution de l'amplitude de 90% est de 51ms pour le fer Endurance et 8ms pour le fer Performance CSO, significativement inférieures par rapport aux trois fers présentés, et significativement différents entre eux ( $p < 0,05$ ). La Ta moyenne sur les quatre derniers essais pour le fer en aluminium d'ACR s'élève à 393ms, comprise entre le fer en acier et le fer en aluminium de Mustad, avec des valeurs significativement différentes entre elles ( $p < 0,05$ ).

Le "damping ratio" moyen pour le fer Endurance à une fréquence de résonance de 496Hz est de 0,14% (Tableau 2), identique au fer entièrement en aluminium de Valuefeed. Le "damping ratio" moyen pour un phénomène de résonance à 303,8 Hz, s'élève à 2,05% pour le fer Performance CSO (Tableau 2), significativement supérieur par rapport aux quatre autres fers, il paraît donc être le fer le plus amortissant. Concernant le fer en aluminium d'ACR, le "damping ratio" moyen pour une fréquence de résonance de 705Hz s'élève à 0,03% sans prendre en compte la valeur du premier essai (Tableau 2). Cette valeur est identique au fer en aluminium de Mustad. Il apparaît donc que le fer en Aluminium d'ACR a un comportement vibratoire se rapprochant du fer en aluminium de Mustad. Il est intéressant de noter que seulement pour le fer Valuefeed Performance CSO, la fréquence de résonance n'est pas identique sur les 5 essais et varie entre 302Hz et 305Hz.

### 3. Expérience 3 : Etude de l'élasticité des fers

Les courbes de la force de compression en fonction du déplacement du plateau montrent des différences entre les fers en acier, en aluminium de Mustad et de Valuefeed. L'acier se déforme moins sous une compression allant jusqu'à 30kN que l'aluminium. De plus le fer en aluminium de Mustad se déforme moins que celui de Valuefeed.

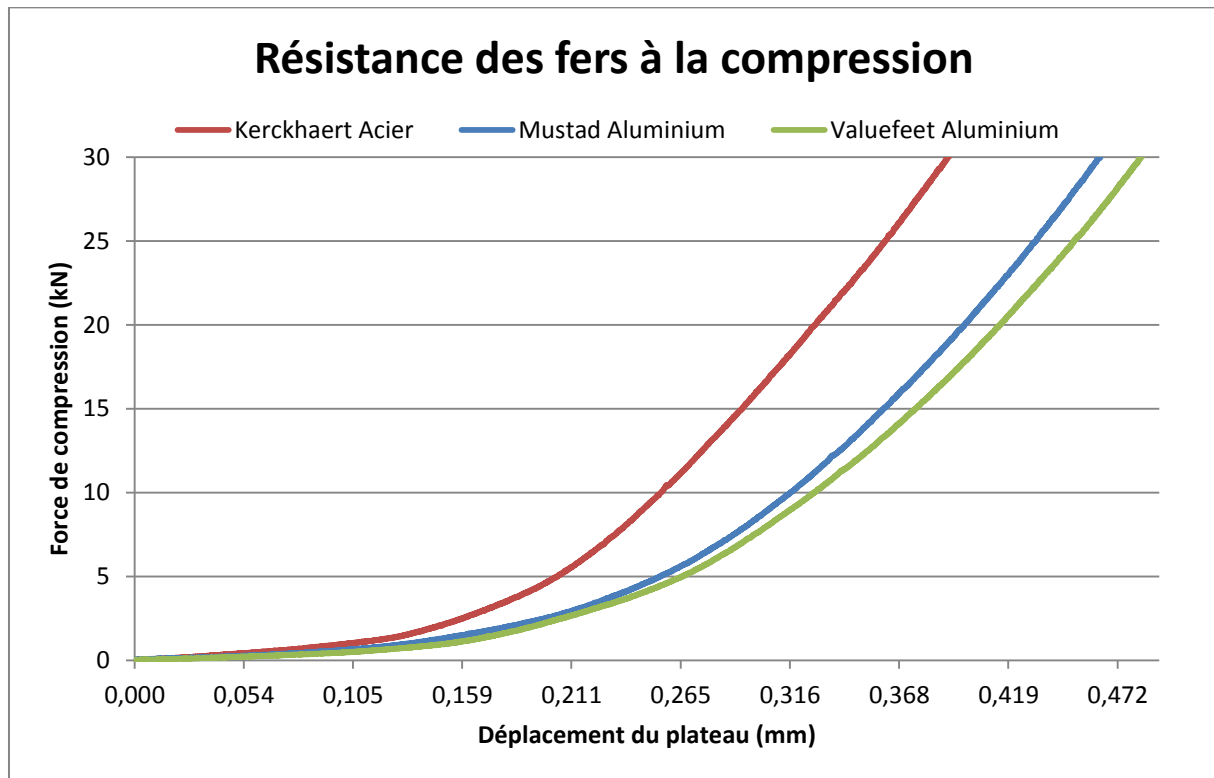


Figure 31 : résistance des fers en acier, aluminium de Mustad et Valuefeed à une force de compression

En outre, des résultats intéressants sont observés en considérant tous les fers testés. En effet, nous nous attendions à obtenir une résistance à la compression moindre pour les fers Performance CSO et Endurance de Valuefeed en comparaison au fer entièrement en aluminium de Valuefeed, à cause de la présence d'un polymère pour le premier et d'un caoutchouc pour le second. Nous pouvons observer dans la figure 32 que ce n'est pas le cas, les pentes des courbes sont différentes par rapport aux trois autres fers, mais en variant la force jusqu'à 30kN les fers Valuefeed Performance CSO et Endurance se déforment moins que le fer en aluminium de Valuefeed. Le fer Endurance résiste d'autant plus à la compression que le fer Performance CSO.

Le fer en aluminium d'ACR résiste de manière intermédiaire entre le fer en aluminium de Mustad et celui en acier à la compression. Nous pouvons aussi observer qu'à fortes pressions, ce fer se rapproche de la rigidité de l'acier, la pente de la courbe est plus importante.

Le fer entièrement en plastique se détache de tous les fers, il se déforme beaucoup plus sous une compression, jusqu'à un peu plus de 1cm pour 30kN développé.

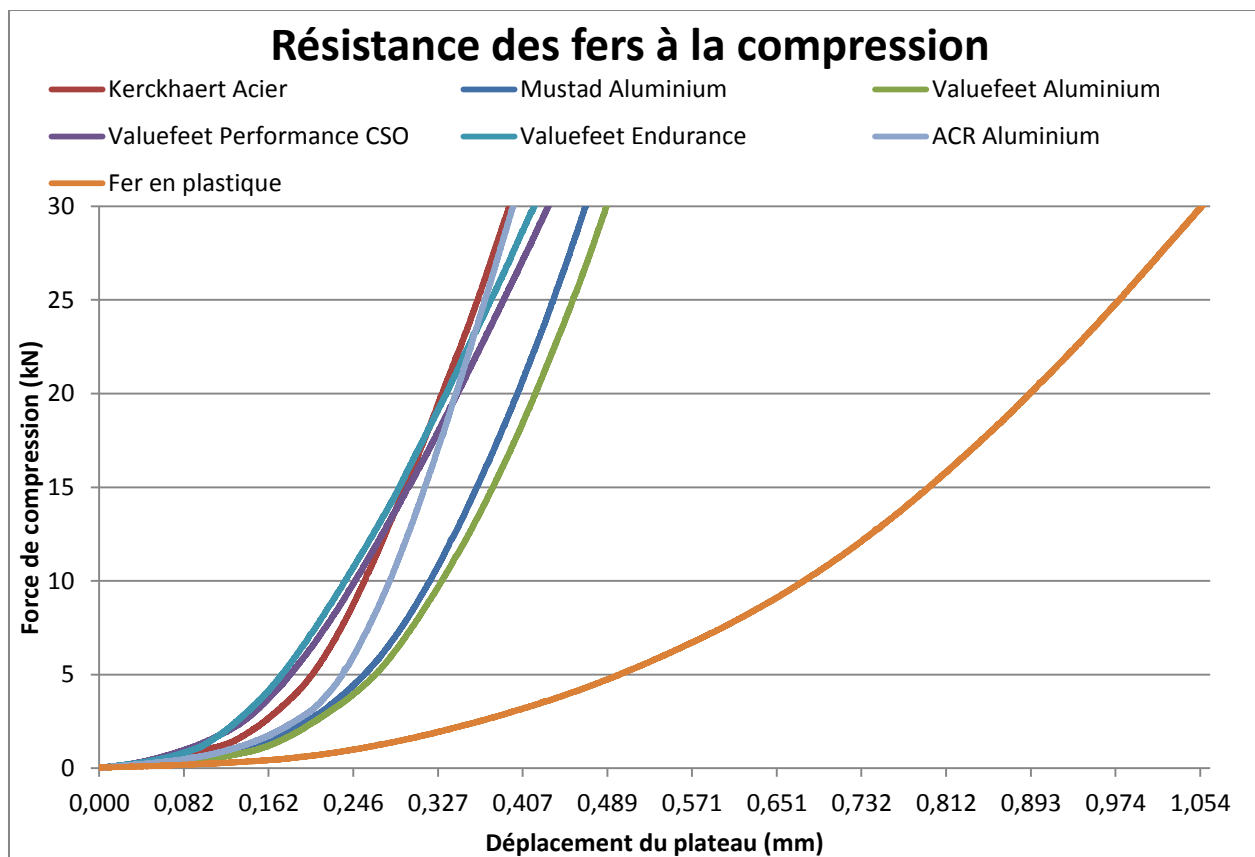


Figure 32 : résistance de tous les fers testés à une force de compression

Grâce à ces courbes nous pouvons extraire les valeurs de déplacement qui nous intéressent pour une force de compression physiologique de 20kN, ces valeurs sont exposées dans le Tableau 3. Nous retrouvons les résultats présentés précédemment sur les courbes de résistance à la compression, l'acier se déforme moins que le fer en aluminium Mustad, qui se déforme moins que le fer en aluminium Valuefeet. Nous pouvons aussi noter que les ordres de grandeur de déformation des fers sous une force correspondante à la réception d'un obstacle de 1m53, sont comprises entre 0,328mm et 0,416mm pour les fers de notre étude, déplacement faible par rapport à l'épaisseur des fers, qui représente entre 3,4% et 4,2%.

De même, les fers multicouches se déforment moins que les fers en aluminium et le fer en plastique résiste plus de deux fois moins à la compression qu'un fer en aluminium.

Le fer en aluminium d'ACR est le fer en aluminium qui résiste le plus à la compression, plus que celui de Mustad, mais il se déforme davantage par rapport à l'acier.

Déplacement du plateau (mm) sous une contrainte de 20kN : $\Delta C$		Epaisseur moyenne (mm)	Pourcentage de l'épaisseur (%)
Kerckhaert Acier	0,328	9,67	3,39
Mustad Aluminium	0,399	9,51	4,20
Valuefeet Aluminium	0,416	10,07	4,13
Valuefeet Performance CSO	0,342	9,41	3,63
Valuefeet Endurance	0,330	10,33	3,19
ACR Aluminium	0,338	10,11	3,34
Fer en plastique	0,893	11,22	7,95

Tableau 3 : déformation des fers sous une contrainte de 20kN

En s'intéressant à la déformation plastique des fers, nous pouvons voir que cette déformation est inférieure à 0,54% de l'épaisseur du fer. Elle est donc considérée comme négligeable à l'exception du fer en aluminium d'ACR qui s'écrase sous une contrainte de 30kN. En effet, 2min après la contrainte maximale, ou 15min après, le fer perd 1,69% de son épaisseur, et a une épaisseur qui s'est harmonisée sur l'ensemble du fer de l'ordre de 9,93mm, alors que son épaisseur maximale était en pince (10,34mm).

Ainsi tous les fers sauf le fer ACR reviennent à leur état initial 2 min après une compression de 30kN, même le fer en plastique qui se déforme le plus.

Epaisseur	$\Delta E$ (mm)			Pourcentage d'épaisseur perdu (%)			Moyenne (%)
	Pince	Talon 1	Talon 2	Pince	Talon 1	Talon 2	
Kerckhaert Acier	0,14	0,00	0,02	1,40	0,00	0,21	<b>0,54</b>
Mustad Aluminium	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	<b>0,00</b>
Valuefeet Aluminium	0,01	0,00	0,06	0,10	0,00	0,59	<b>0,23</b>
Valuefeet Performance CSO	0,01	0,02	0,00	0,11	0,21	0,00	<b>0,11</b>
Valuefeet Endurance	0,01	0,00	0,00	0,10	0,00	0,00	<b>0,03</b>
ACR Aluminium	0,04	0,41	0,07	0,40	3,97	0,70	<b>1,69</b>
Fer en plastique	0,03	0,06	0,06	0,27	0,53	0,53	<b>0,44</b>

Tableau 4 : déformation plastique des fers après une compression

## C. Discussion

Dans un premier temps, la première expérience a permis de confirmer que l'aluminium est un matériau plus léger que l'acier, fait bien connu. Il est intéressant de remarquer que la densité de l'aluminium peut varier significativement et que la densité du fer en aluminium de Valuefeed est inférieure à celle du fer en aluminium de Mustad. Ainsi les fers en aluminium sur le marché ne sont pas constitués de matériaux identiques, il existe donc plusieurs types d'aluminium qui doivent être considérés dans le choix d'une ferrure.

Concernant notre protocole, la précision de la balance était bien adaptée mais la mesure du volume des fers a été rendue compliquée par la précision à 5mL près, et le diamètre important du bécher nécessaire par la taille des fers. Le logiciel Topsolid de Valuefeed nous a permis de disposer du volume théorique tridimensionnel du fer en aluminium Valuefeed qui s'élève à  $56,77 \text{ cm}^3$ . La différence est claire entre ce volume théorique et le volume mesuré moyen de  $79 \text{ cm}^3$ . Cependant, les résultats des densités de notre expérience restent significativement différents et interprétables car les poids sont significativement différents.

La mesure de l'épaisseur des fers en trois points a montré un usinage plus précis pour les fers en aluminium par rapport aux fers en acier, avec une épaisseur plus constante au sein du fer. Ceci peut s'expliquer par des usinages différents, l'acier est forgé, c'est un procédé peu précis, mais ce fer est aussi destiné à être plus retravaillé par le maréchal.

L'étude d'un impact sur les fers dans la seconde expérience a montré des résultats très intéressants. Dans un premier temps, les courbes de la Fonction de Réponse en Fréquence (FRF) pour chaque essai sont superposables, et les valeurs des "damping ratio" sont très proches pour chaque essai sur un même fer. Ceci montre une bonne répétabilité entre les essais pour chaque fer, le biais d'un impact différent entre chaque essai est donc éliminé, sauf peut-être pour le premier essai du fer en aluminium d'ACR. Les valeurs pour cet essai ont d'ailleurs été retirées de l'analyse des résultats.

Nous avons choisi de réaliser plusieurs essais sur un fer, et ne pas répéter les expériences sur les dix fers pour chaque catégorie pour des raisons pratiques de temps d'expérience et pour ne pas rajouter une variabilité inter-fer à nos résultats. La lecture des résultats nous confirme qu'il n'y a pas de différence entre les deux faces du fer, donc pas de défaut de fabrication des fers utilisés dans cette expérience.

L'étude des FRF a permis de connaître les fréquences de résonance et pour chaque fréquence son "damping ratio" associé. Cette donnée est une donnée physique brute, qui nous indique sur l'amortissement du fer, en tenant compte de la forme de celui-ci. Ainsi les fers en aluminium Valuefeed sont plus amortissants que les fers en aluminium Mustad, eux-mêmes plus amortissants que les fers en acier. En effet, pour la fréquence de résonance la plus faible de chaque fer, le "damping ratio" diminue significativement de l'aluminium Valuefeed, à l'aluminium Mustad puis au fer en acier.



Le fer en aluminium d'ACR présenterait un comportement d'amortissement des ondes intermédiaire entre l'acier et le fer en aluminium de Mustad en considérant l'étude temporelle, et un comportement identique au fer en aluminium de Mustad en considérant l'étude des FRF. Cependant, une partie des données n'étant pas prise en compte, l'analyse du comportement vibratoire du fer en aluminium d'ACR est rendue difficile.

Nous avons choisi d'étudier la fréquence de résonance la plus faible pour deux raisons, la première est que pour tous les fers étudiés, nous avons observé que c'était les fréquences les plus proches de la résonance. La seconde raison est que lors d'études dynamiques du cheval au trot, les vibrations lors du choc du sabot sont à plus de 99% des valeurs de fréquence inférieure à 1250Hz, 98,2% des valeurs sont inférieures à 625Hz (66). Une autre étude a également mis en évidence que le pied d'un cheval au trot de 578kg supporte des vibrations de 590Hz de fréquence (37). C'est pour cette raison que l'analyse de spectre était limitée à des fréquences inférieures à 1250 Hz dans notre expérience. Le pied du cheval subit des vibrations de faibles fréquences. Cette analyse se rapproche donc au plus près des conditions physiologiques

Les résultats d'amortissement donnés par les "damping ratio" sont corrélés avec les résultats de l'étude temporelle, qui permet de rendre l'amortissement plus visuel grâce à une évolution pseudopériodique. Ainsi les ondes sont plus rapidement absorbées dans le fer en aluminium de Valuefoot que dans celui en aluminium de Mustad. Les deux fers en aluminium permettent une dissipation des ondes plus rapides que dans l'acier, qui agit alors comme une "cloche", avec une onde qui dure dans le temps. Ces différences de temps d'absorption des ondes sont significatives.

Ainsi cette seconde expérience montre que le fer en aluminium Valuefoot absorbe davantage les ondes suite à un impact que les autres types de fers, et comme attendu, les fers en aluminium permettent une meilleure dissipation de l'onde d'impact que le fer en acier, avec cependant des disparités au sein des aluminiums. Ce sont donc des fers plus amortissants.

En s'intéressant au fer Performance CSO, l'utilisation d'une couche de polymère permet une absorption plus importante des ondes, c'est le fer qui amortit le plus les ondes, que ce soit par rapport à l'étude temporelle qu'à l'étude des "damping ratio". De la même manière, pour le fer Endurance, l'utilisation d'un revêtement en caoutchouc met en évidence sur l'étude temporelle un amortissement compris entre le fer Performance CSO et le fer tout en aluminium de Valuefoot. Cependant les valeurs des "damping ratio" sont identiques entre les fers Valuefoot en aluminium et Endurance, nous pouvons expliquer cela par l'organisation du fer Endurance qui est identique au fer en aluminium, avec un revêtement en plus.

La dernière expérience met en évidence que les fers se déforment sous une contrainte et les résultats sont comparables car nous sommes partis du même état initial, c'est-à-dire une force de 30N, en évitant ainsi les biais dus à l'ajustement de la machine qui donnerait un déplacement qui ne serait pas la déformation du fer. Ainsi le déplacement mesuré correspond à la déformation du fer sous la pression. Pour une force équivalente à la réception d'un obstacle de 1m53 de haut, les fers en aluminium se déforment plus que le fer en acier.

Cependant ces déformations restent faibles par rapport à l'épaisseur du fer. L'acier se déforme aussi, et bien que les plateaux soient en acier, la machine nous renvoie des données corrigées.

Les déformations des fers Endurance et Performance CSO sont surprenantes puisque inférieures à celle du fer en aluminium. Pour le fer Performance CSO, constitué d'une couche de polymère renforcée entourée de deux couches d'aluminium, l'explication que nous pouvons donner est que soit le polymère résiste mieux à la compression que l'aluminium, soit la couverture entre en jeu. En effet le fer en aluminium Valuefeet a une couverture de 20,2mm en pince et le fer Performance CSO possède une couverture de 21,6mm en utilisant un pied à coulisse précis à 0,1mm près. Nous pouvons donc imaginer que la résistance supérieure à la compression pour ce fer est due à une couverture plus importante que le fer entièrement en aluminium, le travail de compression dépend de la force de compression et de la surface d'application. En ce qui concerne le fer Endurance, la première explication n'est pas valable car le revêtement en caoutchouc se déforme sous l'angle, la couverture de ce fer en pince est de 22,4mm en utilisant le même matériel que précédemment, donc là aussi une couverture plus importante provoque une surface plus importante, ce qui peut expliquer une résistance accrue à la compression. On peut aussi supposer que les interfaces entre les différents matériaux ont un rôle à jouer dans le comportement du fer sous une compression.

Pour la majorité de ces fers, la déformation plastique est considérée comme négligeable, ainsi pour une force correspondante à un saut de 1m53 de haut, les fers reviennent à leur état initial, nous sommes encore dans la zone élastique des matériaux. Nous retrouvons ce résultat aussi pour le fer en plastique qui se déforme pourtant de plus de 1cm sous la compression, mais revient à son état initial, c'est le fer qui résiste le moins à la compression, le fer le moins rigide.

Une exception est notée pour le fer en aluminium d'ACR qui perd plus d'1% de son épaisseur, l'aluminium de ce fer s'écrase sous une force équivalente à 3tonnes, révélant que cette force serait dans la zone plastique de ce matériau.

Notons qu'il aurait été intéressant de multiplier le nombre de fers testés pour cette dernière expérience, afin de savoir si ces résultats sont répétables, notamment la déformation surprenante du fer en aluminium d'ACR. Cependant cela n'était pas possible pour plusieurs raisons. Dans un premier temps les fers Performance CSO et Endurance sont des prototypes uniques, ils ne sont donc disponibles qu'en un seul exemplaire. De plus la contrainte financière entraine aussi en jeu puisque le cout de l'expérience dépendait du nombre d'échantillon à tester.

Enfin, le fer en aluminium d'ACR n'a été livré qu'en un seul exemplaire à cause de contraintes pratiques. L'autre fer de la paire s'est fendu lorsque le maréchal l'a forgé. Il n'est donc pas exclu que ce fer ne soit pas un bon échantillon de la marque, d'autant plus que les résultats trouvés sont surprenants. Il faudrait donc répéter les expériences sur de nouveaux fers ACR pour pouvoir interpréter les résultats de ce type de fer.

En résumé, cette étude a permis de mettre en évidence certaines caractéristiques des fers, à savoir que l'acier est plus lourd, amortit moins les vibrations et se déforme moins sous une compression que l'aluminium, mais aussi qu'il existe des différences significatives entre les aluminiums. Par exemple, le fer en aluminium de Valuefeed est plus léger, amortit davantage les vibrations et se déforme plus sous une compression que le fer en aluminium de Mustad. L'utilisation d'un polymère change les caractéristiques d'un fer, en le rendant plus léger, plus amortissant, et aussi plus rigide.

Ces données sont des résultats physiques bruts sur des fers. Nous pouvons imaginer que ces résultats devraient se retrouver *in vivo* une fois le fer fixé au sabot du cheval, le fer en aluminium Valuefeed étant constitué d'un matériau plus amortissant que le fer en aluminium Mustad ou le fer en acier. Il faut cependant prendre en compte le fait que les fers sont fixés par des clous, les vibrations se répercutent donc du fer à la corne via les clous, ceci pouvant donc influencer la capacité d'absorption des ondes. Cependant le poids du fer restera inchangé, les fers en aluminium Valuefeed restent les plus légers, nous pouvons donc penser que fixé au cheval, la flexion du carpe sera entre autres diminuée (22). De même la déformation sous la compression devrait se retrouver *in vivo*, bien que dans notre étude la contrainte était lente (mouvement de  $0,5\text{mm}\cdot\text{min}^{-1}$ ), dans la réalité le choc après l'obstacle est rapide.

Dans cette optique il serait intéressant de confirmer ces résultats par une étude *in vivo*, mais aussi *in vitro* en utilisant un système d'essai d'impact à puits de chute. Cela consiste à placer les fers dans une tour d'impact et enregistrer l'énergie absorbée par le fer lors d'un impact similaire à la réception d'un obstacle. Certes l'impact serait localement en un point, mais ceci nous apporterait des informations supplémentaires aux tests de compression sur la réaction des fers à la réception d'un obstacle, permettant ainsi de compléter notre étude.

## Conclusion

En conclusion, l'amortissement est une notion essentielle dans la compréhension de la locomotion du cheval. Il intervient naturellement au moment de l'impact du pied au sol, une onde de choc est alors générée et se dissipe le long des structures viscoélastiques du membre. L'amortissement des chocs est aussi permis par une anatomie spécialisée permettant des mouvements articulaires pour les atténuer.

Une exposition chronique à des chocs répétés peut entraîner des lésions ostéo-articulaires chroniques et des tendinopathies. L'amortissement de l'impact du sabot contre le sol par une ferrure amortissante et une piste souple est un moyen indispensable pour prévenir ces lésions dégénératives articulaires, contusions osseuses et tendinopathies.

Un meilleur amortissement peut être favorisé par un pied en bonne santé et une corne bien hydratée. Les pistes hippiques et la ferrure doivent aussi être conçues pour minimiser ces chocs spécialement chez les chevaux de saut d'obstacles et de courses, soumis à de fortes contraintes mécaniques à la réception des sauts et à grande vitesse. La piste a un pouvoir plus amortissant que la ferrure car elle est plus déformable, mais sur une piste dure, l'usage d'une ferrure amortissante serait particulièrement intéressant.

L'amortissement de la ferrure peut être augmenté par l'utilisation de matériaux viscoélastiques plus amortissants, mais aussi par une forme adaptée pour diminuer les contraintes ligamentaires et tendineuses. De plus, en parallèle avec la médecine humaine, il est envisageable selon la discipline, de préférer certaines propriétés à d'autres afin d'augmenter les performances, d'économiser de l'énergie et de limiter de développement d'affections locomotrices du cheval athlète.

Enfin nous avons mis en évidence, par notre étude expérimentale, certaines caractéristiques physiques de différents fers disponibles sur le marché. Ainsi l'aluminium est, comme attendu, plus léger et plus amortissant que l'acier. L'amortissement est ici étudié de deux manières différentes, la dissipation des ondes suite à un impact, et la déformation mécanique sous une compression. Il est intéressant de noter que les fers en aluminium ne sont pas équivalents, il existe différents aluminiums qui ont des caractéristiques physiques variables. Ainsi l'aluminium de Valuefeet est plus léger et plus amortissant que l'aluminium de Mustad, lui-même plus amortissant que l'aluminium d'ACR. L'utilisation d'un polymère permet de rendre le fer plus léger, encore plus amortissant, par dissipation des ondes, mais aussi plus rigide, avec une résistance accrue à la compression.

Il serait intéressant de continuer l'étude *in vitro* par un système d'essai d'impacts à puits de chute qui mesurerait l'énergie absorbée lors d'un impact, puis de la poursuivre *in vivo* en comparant notamment l'usure des fers, et si les fers influencent directement la locomotion du cheval, avec des angles articulaires différents ou non.



**AGREMENT SCIENTIFIQUE**


**En vue de l'obtention du permis d'imprimer de la thèse de doctorat vétérinaire**

Je soussignée, Sophie PRADIER, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **PUJOL Raymond** intitulée « **Etude bibliographique et expérimentale de l'effet de l'amortissement des fers sur la locomotion et la prévention des affections locomotrices chez le cheval de sport.** » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

**Fait à Toulouse, le 25 avril 2016**  
**Docteur Sophie PRADIER**  
**Enseignant chercheur**  
**de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse**



**Vu :**  
**La Directrice de l'Ecole Nationale**  
**Vétérinaire de Toulouse**  
**Isabelle CHMITTELIN**



Pour la Directrice et par délégation,  
le Directeur des Enseignements  
et de la Vie Étudiante  
**HUBERT BRUGERE**

**Vu :**  
**Le Président du jury :**  
**Professeur Jérôme SALES de GAUZY**



**Vu et autorisation de l'impression :**  
**Président de l'Université**  
**Paul Sabatier**  
**Monsieur Jean-Pierre VINEL**

Le Président de l'Université Paul Sabatier  
par délégation,  
La Vice-Présidente de la CEVU



**Régine ANDRE-OBRECHT**

Conformément à l'Arrêté du 20 avril 2007, article 6, la soutenance de la thèse ne peut être autorisée qu'après validation de l'année d'approfondissement.



## Bibliographie

1. CHATEAU, H., DEGUEURCE, C. and DENOIX, J-M. Biomécanique du pied du cheval. *Pratique Vétérinaire Equine*. 2002. Vol. 34.
2. LAUNOIS, T., PERRIN, R. and DENOIX, J-M. *Guide pratique d'orthopédie et de chirurgie équine*. Med'com. 2012.
3. DENOIX, J-M. *Extérieur et examen physique du cheval*. 2001. CIRALE Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort.
4. CHATEAU, H., ROBIN, D., FALALA, S., DEGUEURCE, C., DENOIX, J-M. and CREVIER-DENOIX, N. *Anatomie et biomécanique du pied*. 2007. 10e Congrès de médecine et chirurgie équine.
5. KAINER, RA. Clinical anatomy of the equine foot. *Veterinary Clinics of North America : Equine Practice*. 1989. p. 1–21.
6. WEYRAUCH, KD. and SMOLLICH, A. *Histologie-Kurs für Veterinärmediziner*. Enke Verlag. 1998.
7. DENOIX, J-M. *Le Doigt Du Cheval: Atlas d'Anatomie Clinique et d'Imagerie Comparée*. London : CRC Press, 2000.
8. FLOYD, A. E. and MANSMANN, R. A. *Equine Podiatry*. Elsevier Health Sciences, 2007.
9. BARONE, R. *Anatomie des mammifères domestiques, Tome 1 : Ostéologie, myologie*. 4ème édition. Paris : Vigot, 2010.
10. COLLIN, B. *Anatomie du cheval*. Liège : Derouaux Ordina, 2005.
11. DENOIX, J-M. and AUDIGIÉ, F. *Pathologie locomotrice du cheval*. 2000.
12. CREVIER-DENOIX, N., POURCELOT, P., JERBI, H., RAVARY, B. and DENOIX, J-M. Particularités anatomiques et biomécaniques des tendons fléchisseurs. *9e Congrès de Médecine et Chirurgie de Genève*. 2005. P. 1931.
13. ALEXANDER, G. R., GIBSON, K. T., DAY, R. E. and ROBERTSON, I. D. Effects of superior check desmotomy on flexor tendon and suspensory ligament strain in equine cadaver limbs. *Veterinary surgery*. 2001. Vol. 30, no. 6, p. 522–527.
14. SHOEMAKER, R. S., BERTONE, A. L., MOHAMMAD, L. N. and ARMS, S. W. Desmotomy of the accessory ligament of the superficial digital flexor muscle in equine cadaver limbs. *Veterinary surgery*. August 1991. Vol. 20, no. 4, p. 245–252.
15. VANSCHERPDAEL, P. *Les allures vues par le maréchal-ferrant, notions générales et principales anomalies*. 2015. Les compagnons du devoir.
16. CHATEAU, H., HOLDEN, L., ROBIN, D., FALALA, S., POURCELOT, P., ESTOUP, P., DENOIX, J.-M. and CREVIER-DENOIX, N. Biomechanical analysis of hoof



landing and stride parameters in harness trotter horses running on different tracks of a sand beach (from wet to dry) and on an asphalt road. *Equine Veterinary Journal*. 2010. Vol. 42, p. 488–495.

17. CHATEAU, H., CAMUS, M., HOLDEN-DOUILLY, L., POURCELOT, P., FALALA, S., ROBIN, D., DENOIX, J-M. and CREVIER-DENOIX, N. *Le sabot au travail*. 2012. Proceeding of the 12th congress on equine and medicine surgery.

18. BACK, Willem and CLAYTON, Hillary. *Equine Locomotion*. Second edition. Saunders Elsevier, 2013.

19. GUSTÅS, P., JOHNSTON, C., ROEPSTORFF, L., DREVEMO, S. and LANSHAMMAR, H. Relationships between fore- and hindlimb ground reaction force and hoof deceleration patterns in trotting horses. *Equine Veterinary Journal*. 2004. Vol. 36, no. 8, p. 737–742.

20. ROSSIGNOL, F. and HEITZMANN, A-G. *qualités et propriétés de ferrure des chevaux de course*. 2007. 10th congress on equine medicine and surgery.

21. ROEPSTORFF, L., JOHNSTON, C. and DREVEMO, S. The effect of shoeing on kinetics and kinematics during the stance phase. *Equine Veterinary Journal*. 1999. Vol. 31, no. S30, p. 279–285.

22. HUGUET, E. and DUBERSTEIN, K. J. Effects of Steel and Aluminum Shoes on Forelimb Kinematics in Stock-Type Horses as Measured at the Trot. *Journal of Equine Veterinary Science*. 2012. Vol. 32, no. 5, p. 262–267.

23. HARVEY, A. M., WILLIAMS, S. B. and SINGER, E. R. The effect of lateral heel studs on the kinematics of the equine digit while cantering on grass. *The Veterinary Journal*. 2012. Vol. 192, no. 2, p. 217–221.

24. CHATEAU, H., DEGUEURCE, C. and DENOIX, J. M. Effects of 6 degree elevation of the heels on 3D kinematics of the distal portion of the forelimb in the walking horse. *Equine Veterinary Journal*. 2004. Vol. 36, no. 8, p. 649–654.

25. WHITTLE, M. W. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & posture*. 1999. Vol. 10, no. 3, p. 264–275.

26. WILSON, A. M., MCGUIGAN, M. P., SU, A. and VAN DEN BOGERT, A. J. Horses damp the spring in their step. *Nature*. 2001. Vol. 414, no. 6866, p. 895–899.

27. WILLEMEN, M. A., JACOBS, M. W. H. and SCHAMHARDT, H. C. In vitro transmission and attenuation of impact vibrations in the distal forelimb. *Equine Veterinary Journal*. 1999. Vol. 31, no. S30, p. 245–248.

28. ROEPSTORFF, L., JOHNSTON, C. and DREVEMO, S. In vivo and in vitro heel expansion in relation to shoeing and frog pressure. *Equine Veterinary Journal*. avril 2001. Vol. 33, no. 33, p. 54–57.

29. MALEKIPOUR, F., WHITTON, C., OETOMO, D. and LEE, P. V. S. Shock absorbing ability of articular cartilage and subchondral bone under impact compression. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013. Vol. 26, p. 127–135.

30. SCHAMHARDT, H. C., MERKENS, H.W., VOGEL, V. and WILLEKENS, C. External loads on the limbs of jumping horses at take off and landing. *American Journal of Veterinary Research*. 1993. No. 54, p. 675–680.
31. PREUSCHOFT, H. The external forces and internal stresses in the feet of dressage and jumping horses. . 1989. P. 172–190.
32. CINQUALBRE, V. Biomécanique de l'appui du pied sur le sol. *EquiAthlon*. 1994. Vol. 6, no. 21.
33. GUSTÅS, P. *A biomechanical study on the hoof impact at the trot. Doctoral thesis*. Uppsala : Swedish University of Agricultural Sciences, 2005.
34. CREVIER-DENOIX, N., ROBIN, D., POURCELOT, P., RAVARY, B., FALALA, S., VALETTE, J., DENOIX, J-M. and CHATEAU, H. Le projet Sequisol: évaluation biomécanique de l'effet des sols équestres sur l'appareil locomoteur du cheval. . 2009.
35. CHATEAU, H., ROBIN, D., FALALA, S., POURCELOT, P., VALETTE, J. P., RAVARY, B., DENOIX, J. M. and CREVIER-DENOIX, N. 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, no. 3, p. 247–251.
36. SETTERBO, J., GARCIA, T., CAMPBELL, I., KIM, S., HUBBARD, M. and STOVER, S. Forelimb Kinematics of Galloping Thoroughbred Racehorses Measured on Dirt, Synthetic, and Turf Track Surfaces. In : *The Engineering of Sport 7*. Springer Paris, 2008. p. 437–446.
37. BARREY, E., LANDJERIT, B. and WOLTER, R. Shock and Vibration during Hoof Impact on Different Track Surfaces. *Equine Exercise Physiology*. 1991. Vol. 3, p. 97–106.
38. BENOIT, P., BARREY, E., REGNAULT, J. C. and BROCHET, J. L. Comparison of the damping effect of different shoeing by the measurement of hoof acceleration. *Acta Anatomica*. 1993. Vol. 146, no. 2-3, p. 109–113.
39. BACK, W., VAN SCHIE, M. and POL, J. N. Synthetic shoes attenuate hoof impact in the trotting warmblood horse. *Equine and Comparative Exercise Physiology*. 2006. Vol. 3, no. 03, p. 143–151.
40. BARREY, E. *Influence de la ferrure et de la piste sur la biomécanique du pied pour la prévention des boiteries*. 2005. 9e Congrès de Médecine & Chirurgie Equine de Genève.
41. PELISSIER, C. *La ferrure du cheval d'endurance : contraintes et spécificités*. 2007. 35èmes journées AVEF.
42. SERINK, R. T., NACHEMSON, A. and HANSSON, G. The Effect of Impact Loading on Rabbit Knee Joints. *Acta Orthopaedica*. 1977. Vol. 48, no. 3, p. 250–262.
43. RADIN, E. L., PARKER, H. G., PUGH, J. W., STEINBERG, R. S., PAUL, I. L. and ROSE, R. M. Response of joints to impact loading. *Journal of Biomechanics*. 1973. Vol. 6, no. 1, p. 51–57.

44. RADIN, E. L., ORR, R. B., KELMAN, J. L., PAUL, I. L. and ROSE, R. M. Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. *Journal of Biomechanics*. 1982. Vol. 15, no. 7, p. 487–492.
45. FOLMAN, Y., WOSK, J., VOLOSHIN, A. and LIBERTY, S. Cyclic impacts on heel strike: a possible biomechanical factor in the etiology of degenerative disease of the human locomotor system. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*. 1986. Vol. 104, no. 6, p. 363–365.
46. RATCLIFFE, R. J. and HOLT, K. G. Low frequency shock absorption in human walking. *Gait & Posture*. 1997. Vol. 5, no. 2, p. 93–100.
47. WILLIAMS, R. B., HARKINS, L. S., HAMMOND, C. J. and WOOD, J. L. N. Racehorse injuries, clinical problems and fatalities recorded on British racecourses from flat racing and National Hunt racing during 1996, 1997 and 1998. *Equine Veterinary Journal*. 2001. Vol. 33, no. 5, p. 478–486.
48. REARDON, R. J. M., BODEN, L. A., MELLOR, D. J., LOVE, S., NEWTON, J. R., STIRK, A. J. and PARKIN, T. D. H. Risk factors for superficial digital flexor tendinopathy in Thoroughbred racehorses in hurdle starts in the UK (2001–2009). *Equine Veterinary Journal*. 2012. Vol. 44, no. 5, p. 564–569.
49. SEGESSER, B. and NIGG, B. M. Orthopedic and biomechanical concepts of sports shoe construction. *Sportverletzung Sportschaden: Organ Der Gesellschaft Für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*. 1993. Vol. 7, no. 4, p. 150–162.
50. MCNAIR, P. J. and MARSHALL, R. N. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *British journal of sports medicine*. 1994. Vol. 28, no. 4, p. 256–260.
51. DENOIX, J-M. Tour d’horizon sur le syndrome naviculaire; les pièges à éviter. *12th Congress on Equine Medicine & Surgery*. 2012.
52. DENOIX, J-M. *Les ferrures kinésithérapiques des tendinopathies*. 2011. Journées Annuelles de l’Association Vétérinaire Equine Française.
53. FULLER, J. T., THEWLIS, D., TSIROS, M. D., BROWN, N. A. T. and BUCKLEY, J. D. The long-term effect of minimalist shoes on running performance and injury: design of a randomised controlled trial. *BMJ open*. 2015. Vol. 5, no. 8.
54. WOROBETS, J. and WANNOP, J. W. Influence of basketball shoe mass, outsole traction, and forefoot bending stiffness on three athletic movements. *Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports*. 2015. Vol. 14, no. 3, p. 351–360.
55. MOHR, M., TRUDEAU, M. B., NIGG, S. R. and NIGG, B. M. Increased Athletic Performance in Lighter Basketball Shoes: Shoe or Psychology Effect? *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2015.
56. SINCLAIR, J., MCGRATH, R., BROOK, O., TAYLOR, P. J. and DILLON, S. Influence of footwear designed to boost energy return on running economy in comparison to a conventional running shoe. *Journal of Sports Sciences*. 2015. P. 1–5.

57. TSEH, W., CAPUTO, J. L. and MORGAN, D. W. Influence of Gait Manipulation on Running Economy in Female Distance Runners. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2008. Vol. 7, no. 1, p. 91–95.
58. FULLER, J. T., BELLENGER, C. R., THEWLIS, D., TSIROS, M. D. and BUCKLEY, J. D. The effect of footwear on running performance and running economy in distance runners. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. 2015. Vol. 45, no. 3, p. 411–422.
59. DIVERT, C., MORNIEUX, G., BAUR, H., MAYER, F. and BELLI, A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine*. 2005. Vol. 26, no. 7, p. 593–598.
60. DALLAM, G. M., WILBER, R. L., JADELIS, K., FLETCHER, G. and ROMANOV, N. Effect of a global alteration of running technique on kinematics and economy. *Journal of Sports Sciences*. 2005. Vol. 23, no. 7, p. 757–764.
61. ARENDSE, R. E., NOAKES, T. D., AZEVEDO, L. B., ROMANOV, N., SCHWELLNUS, M. P. and FLETCHER, G. Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2004. Vol. 36, no. 2, p. 272–277.
62. LIEBERMAN, D. E., VENKADESAN, M., WERBEL, W. A., DAOUD, A. I., D'ANDREA, S., DAVIS, I. S.S., MANG'ENI, R. O. and PITSILADIS, Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010. Vol. 463, no. 7280, p. 531–535.
63. KASMER, M. E., LIU, X., ROBERTS, K. G. and VALADAO, J. M. Foot-strike pattern and performance in a marathon. *International journal of sports physiology and performance*. 2013. Vol. 8, no. 3, p. 286–292.
64. MARTI, B., VADER, J. P., C. E. MINDER and ABELIN, T. On the epidemiology of running injuries The 1984 Bern Grand-Prix study. *The American Journal of Sports Medicine*. 1988. Vol. 16, no. 3, p. 285–294.
65. DUBOIS, B. *Nouveautés dans la prévention des blessures en course à pied*. 2012. La clinique du coureur.
66. BURN, J. F., WILSON, A. and NASON, G. P. Impact during equine locomotion: techniques for measurement and analysis. *Equine Veterinary Journal*. 1997. Vol. 29, no. S23, p. 9–12.



## Annexes

### Annexe 1 : Résultats de l'expérience 1.

Poids				Volume				Densité			
G	Valuefeet	Mustad	Kerckhaert	mL ou cm <sup>3</sup>	Valuefeet	Mustad	Kerckhaert		Valuefeet	Mustad	Kerckhaert
	Alu	Alu	Acier		Alu	Alu	Acier		Alu	Alu	Acier
Fer 1	143,2	157,7	484,5	Fer 1	75	60	75	Fer 1	1,91	2,63	6,46
Fer 2	144,6	159,9	484,0	Fer 2	65	70	60	Fer 2	2,22	2,28	8,07
Fer 3	141,1	156,0	484,9	Fer 3	75	80	65	Fer 3	1,88	1,95	7,46
Fer 4	146,0	160,0	484,3	Fer 4	90	80	55	Fer 4	1,62	2,00	8,81
Fer 5	147,4	157,5	484,5	Fer 5	85	70	65	Fer 5	1,73	2,25	7,45
Fer 6	135,7	153,6	483,7	Fer 6	75	65	75	Fer 6	1,81	2,36	6,45
Fer 7	139,9	155,8	482,3	Fer 7	80	65	75	Fer 7	1,75	2,40	6,43
Fer 8	144,4	156,0	482,8	Fer 8	80	75	65	Fer 8	1,81	2,08	7,43
Fer 9	142,6	159,8	484,4	Fer 9	80	80	65	Fer 9	1,78	2,00	7,45
Fer 10	145,5	160,8	482,7	Fer 10	85	65	75	Fer 10	1,71	2,47	6,44
Moyenne	143,0	157,7	483,8	Moyenne	79,0	71,0	67,5	Moyenne	1,82	2,24	7,24

Epaisseur												
mm	Valuefeet Aluminium				Mustad Aluminium				Kerckhaert Acier			
	pince	talon 1	talon 2	Ecart	pince	talon 1	talon 2	Ecart	pince	talon 1	talon 2	Ecart
Fer 1	10,1	10,1	10,1	0,0	9,1	9,5	9,4	0,4	9,9	9,6	9,6	0,3
Fer 2	10,0	10,1	10,2	0,2	9,6	9,8	9,7	0,2	9,9	9,4	9,5	0,5
Fer 3	10,1	10,1	10,1	0,0	9,5	9,6	9,6	0,1	10,0	9,5	9,6	0,5
Fer 4	10,2	10,2	10,1	0,1	9,6	9,6	9,7	0,1	9,9	9,5	9,6	0,4
Fer 5	10,2	10,2	10,1	0,1	9,6	9,5	9,6	0,1	10,0	9,5	9,6	0,5
Fer 6	10,1	10,1	10,1	0,0	9,4	9,6	9,5	0,2	9,9	9,4	9,5	0,5
Fer 7	10,1	10,1	10,1	0,0	9,4	9,7	9,4	0,3	9,9	9,4	9,5	0,5
Fer 8	10,1	10,1	10,2	0,1	9,5	9,6	9,6	0,1	10,0	9,5	9,6	0,5
Fer 9	10,1	10,1	10,1	0,0	9,7	9,7	9,7	0,0	9,9	9,4	9,5	0,5
Fer 10	10,3	10,1	10,2	0,2	9,7	9,7	9,7	0,0	9,8	9,5	9,5	0,3
Moyenne	10,1	10,1	10,1	0,1	9,5	9,6	9,6	0,2	9,9	9,5	9,6	0,5

**Annexe 2 : Analyse de l'étude temporelle des ondes suite à l'impact du marteau, mesuré par l'accéléromètre sur la face "cheval", Détermination de la durée nécessaire pour avoir une diminution d'amplitude maximale de 90%.**

<b>Kerckhaert Acier</b>	Maximum (g)	Temps (s)	10% de la valeur maximale (g)	Temps pour dépasser 10% de la valeur maximale (s)	<b>Durée Ta (s)</b>
Essai 1	302,29	0,151	30,23	0,737	0,586
Essai 2	247,36	0,151	24,74	0,800	0,649
Essai 3	223,24	0,150	22,32	0,892	0,742
Essai 4	292,68	0,151	29,27	0,732	0,581
Essai 5	297,76	0,150	29,78	0,648	0,497
				<b>Moyenne</b>	<b>0,611</b>

<b>Mustad Aluminium</b>	Maximum (g)	Temps (s)	10% de la valeur maximale (g)	Temps pour dépasser 10% de la valeur maximale (s)	<b>Durée Ta (s)</b>
Essai 1	148,45	0,150	14,84	0,490	0,340
Essai 2	143,89	0,150	14,39	0,502	0,352
Essai 3	192,83	0,150	19,28	0,462	0,311
Essai 4	118,81	0,150	11,88	0,531	0,381
Essai 5	152,06	0,150	15,21	0,490	0,340
				<b>Moyenne</b>	<b>0,345</b>

<b>Valuefeet Aluminium</b>	Maximum (g)	Temps (s)	10% de la valeur maximale (g)	Temps pour dépasser 10% de la valeur maximale (s)	<b>Durée Ta (s)</b>
Essai 1	290,46	0,151	29,05	0,267	0,116
Essai 2	243,22	0,151	24,32	0,288	0,138
Essai 3	293,85	0,151	29,39	0,278	0,127
Essai 4	320,10	0,151	32,01	0,253	0,102
Essai 5	408,36	0,151	40,84	0,227	0,076
				<b>Moyenne</b>	<b>0,112</b>

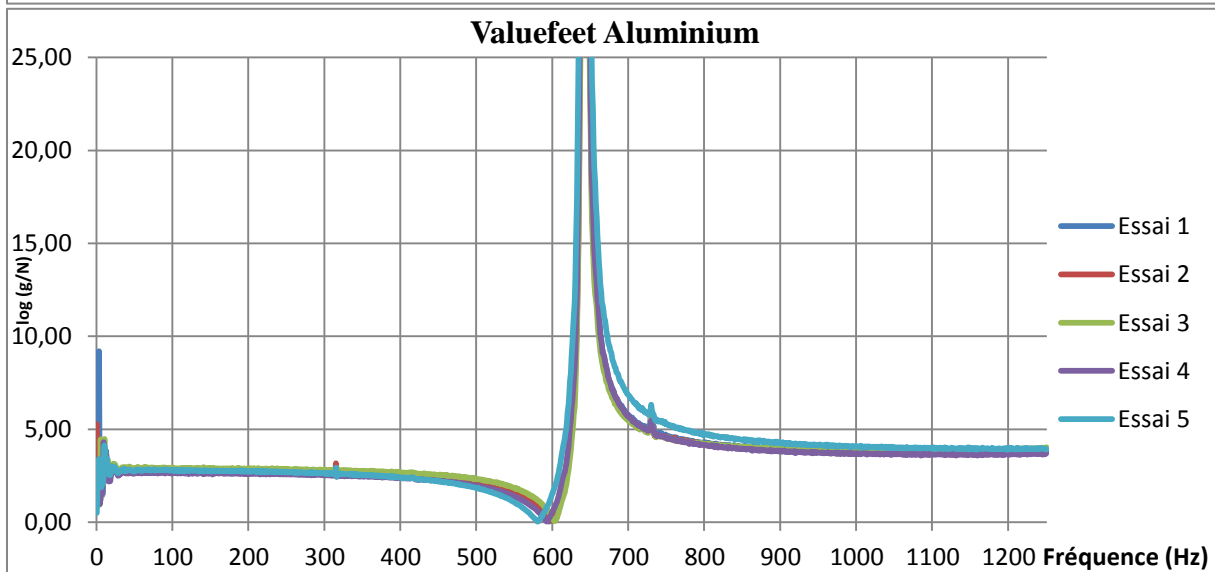
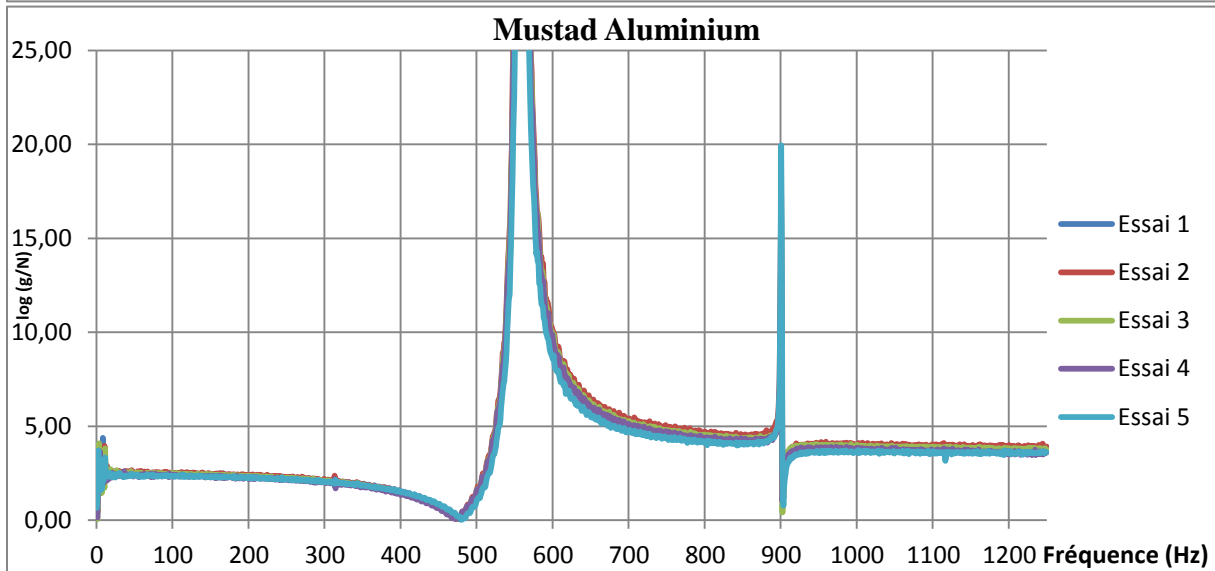
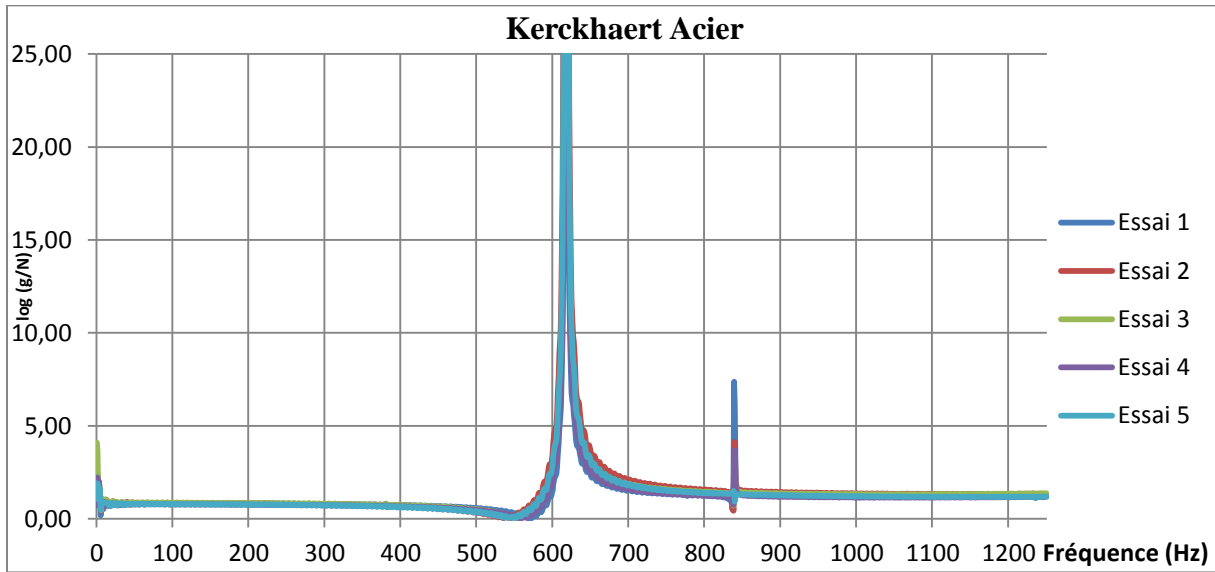
<b>Valuefeet Performance CSO</b>	Maximum (g)	Temps (s)	10% de la valeur maximale (g)	Temps pour dépasser 10% de la valeur maximale (s)	<b>Durée Ta (s)</b>
Essai 1	470,93	0,151	47,09	0,153	0,002
Essai 2	722,62	0,151	72,26	0,156	0,004
Essai 3	309,14	0,151	30,91	0,163	0,013
Essai 4	211,57	0,151	21,16	0,165	0,014
Essai 5	317,42	0,150	31,74	0,156	0,006
				<b>Moyenne</b>	<b>0,008</b>

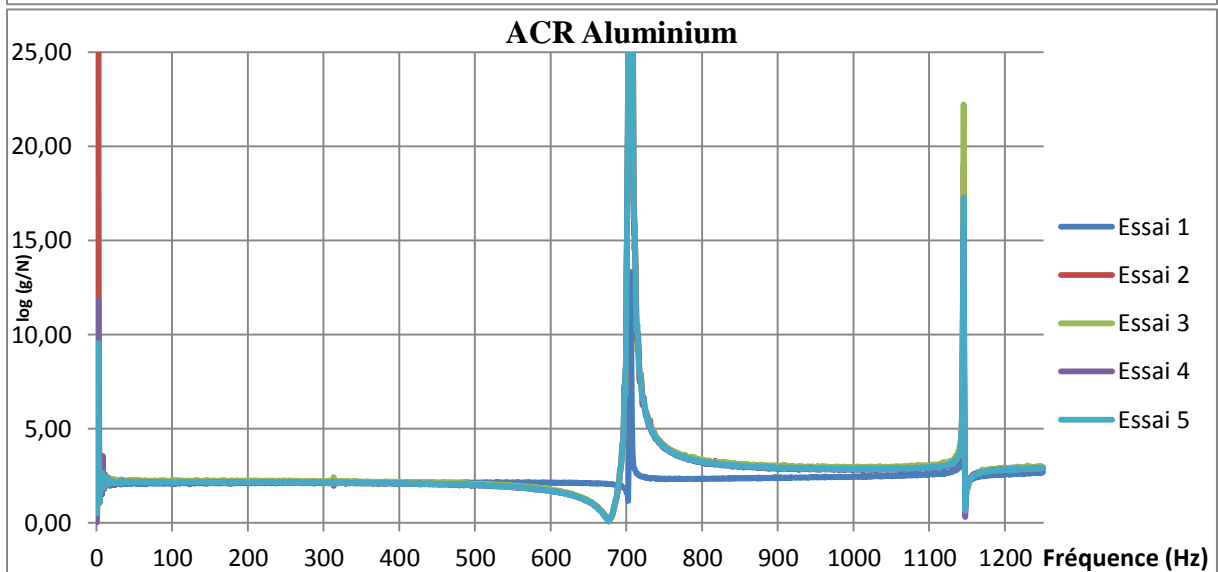
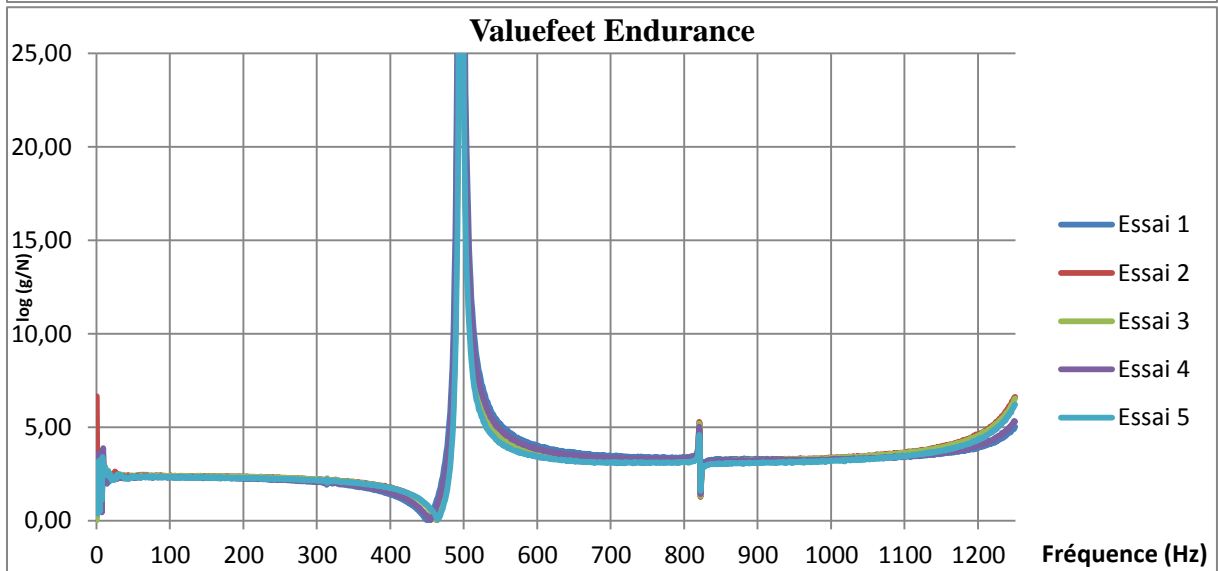
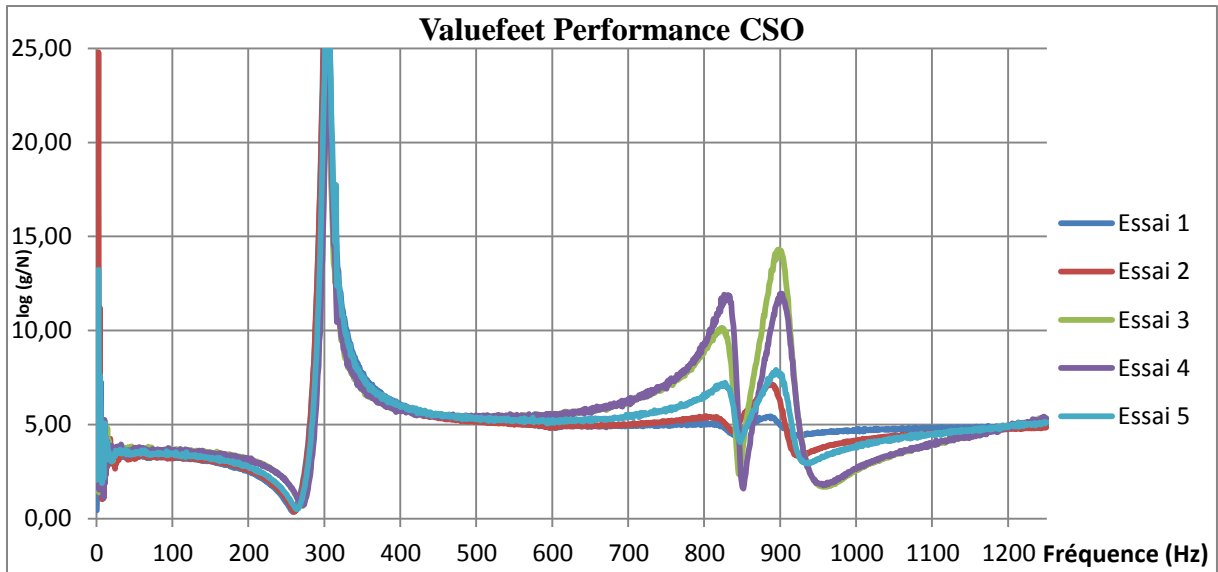
<b>Valuefeet Endurance</b>	Maximum (g)	Temps (s)	10% de la valeur maximale (g)	Temps pour dépasser 10% de la valeur maximale (s)	<b>Durée Ta (s)</b>
Essai 1	315,76	0,151	31,58	0,198	0,047
Essai 2	242,01	0,151	24,20	0,214	0,063
Essai 3	274,90	0,151	27,49	0,203	0,052
Essai 4	307,64	0,151	30,76	0,198	0,047
Essai 5	267,05	0,151	26,71	0,199	0,048
				<b>Moyenne</b>	<b>0,051</b>

<b>ACR Aluminium</b>	Maximum (g)	Temps (s)	10% de la valeur maximale (g)	Temps pour dépasser 10% de la valeur maximale (s)	<b>Durée Ta (s)</b>
Essai 1	176,26	0,150	17,63	0,543	0,392
Essai 2	133,85	0,150	13,38	0,549	0,398
Essai 3	123,24	0,150	12,32	0,549	0,398
Essai 4	154,51	0,150	15,45	0,528	0,378
Essai 5	170,13	0,150	17,01	0,549	0,398
				<b>Moyenne</b>	<b>0,393</b>

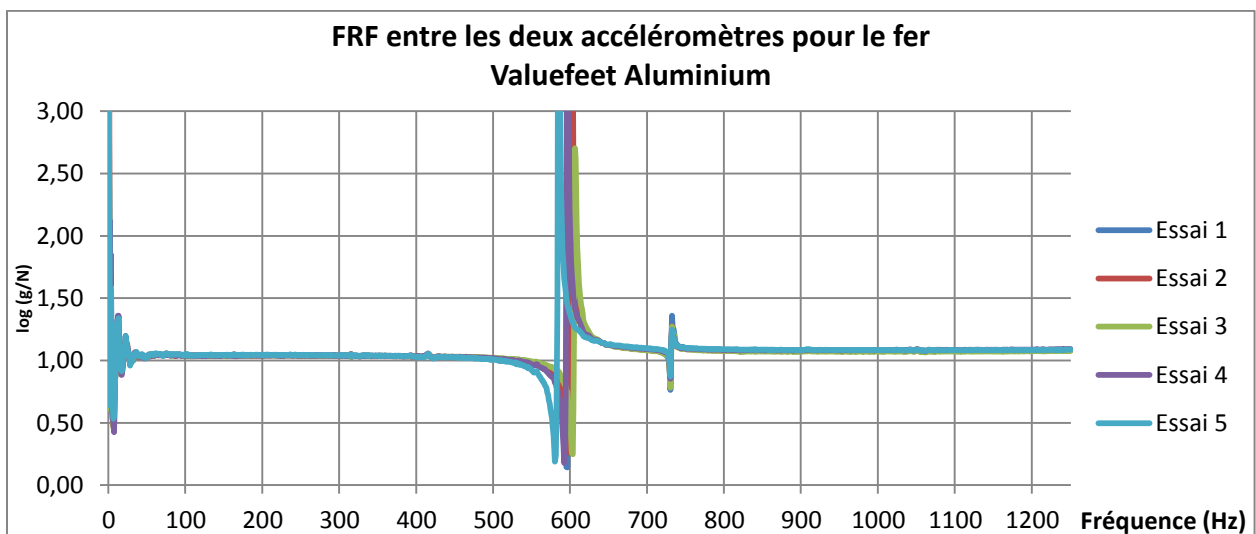
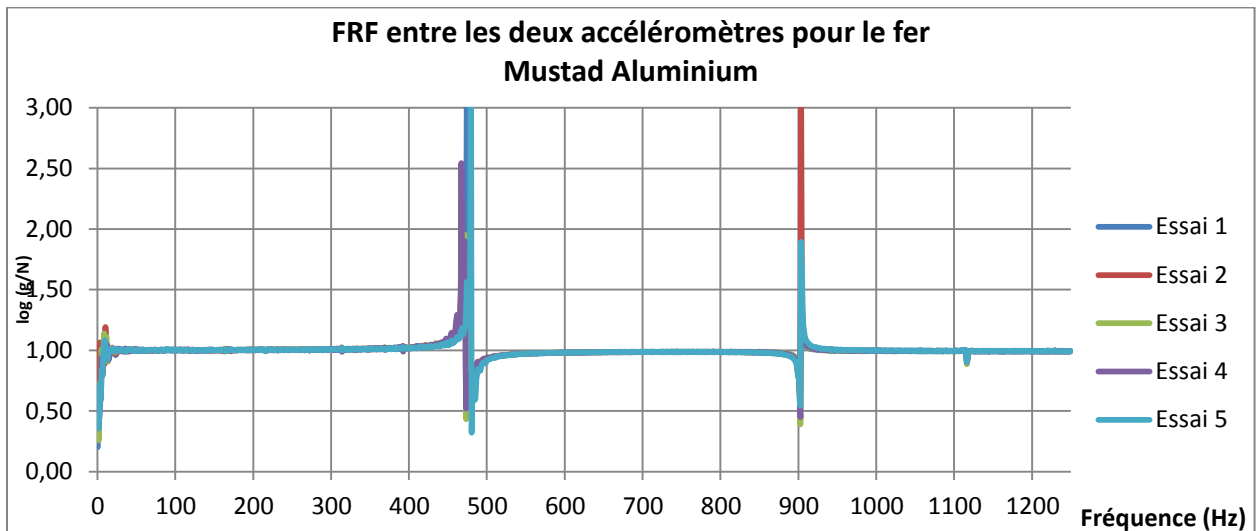
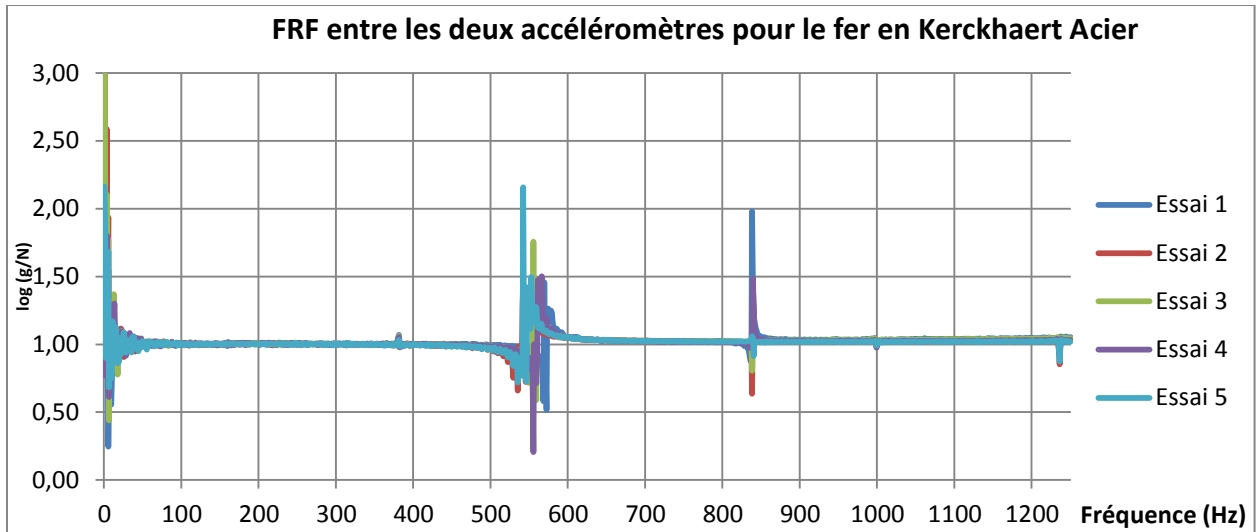


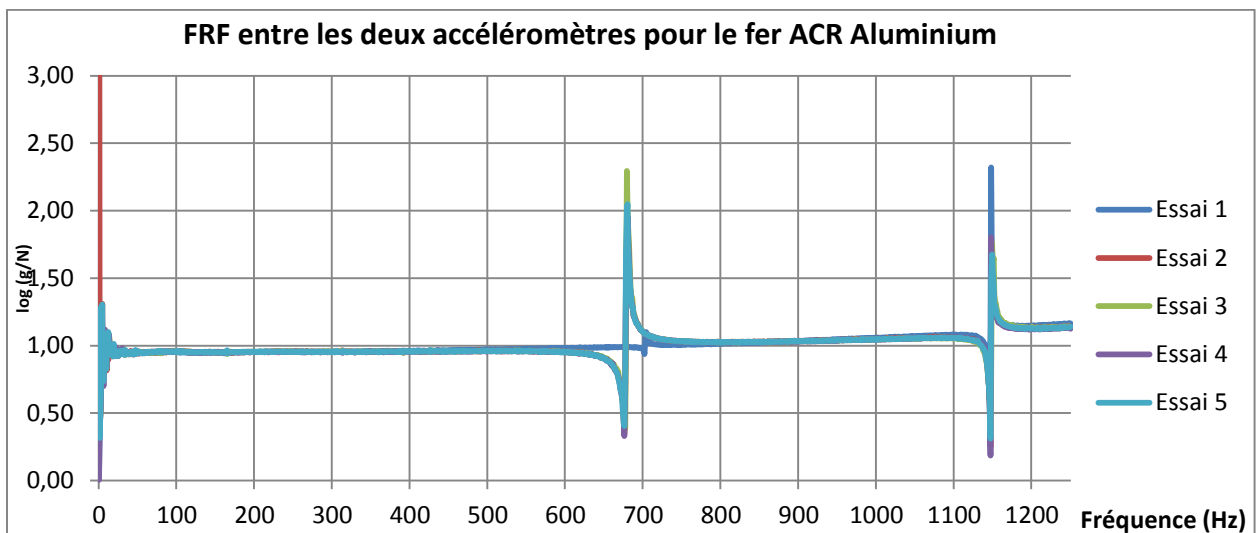
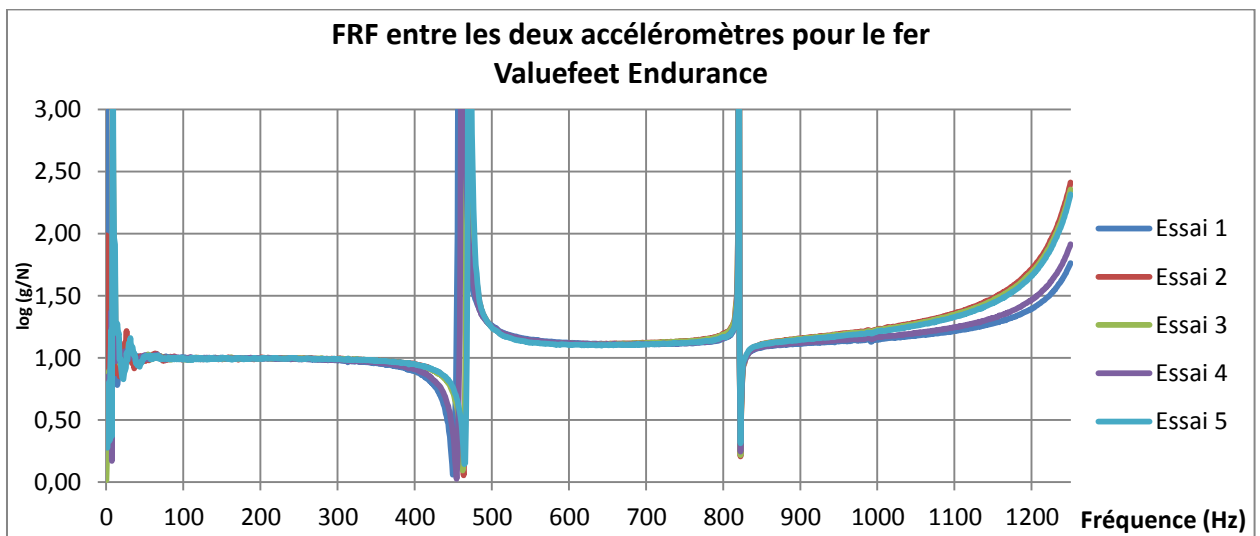
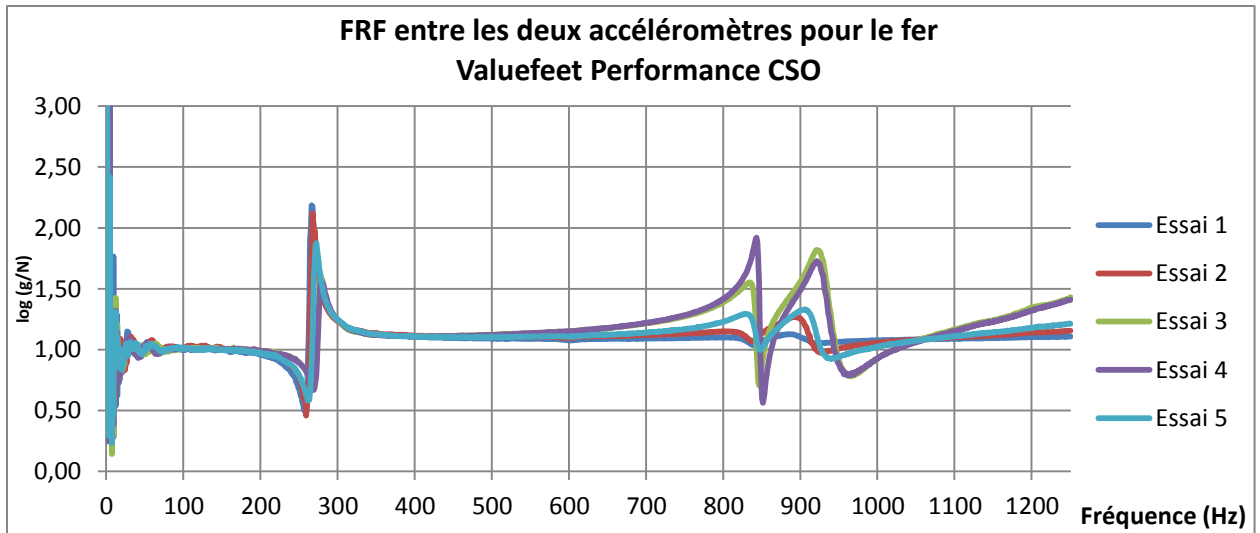
**Annexe 3 : Courbes de FRF (Fonction de Réponse en Fréquence) entre l'impact du marteau et l'accéléromètre sur la face "cheval".**





**Annexe 4 : Tracé des FRF entre les deux accéléromètres sur chaque face du fer.**







---

**TITRE : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE ET EXPERIMENTALE DE L'EFFET DE L'AMORTISSEMENT DES FERS SUR LA LOCOMOTION ET LA PREVENTION DES AFFECTIONS LOCOMOTRICES CHEZ LE CHEVAL DE SPORT.**

**RESUME :**

Ce travail décrit dans un premier temps les bases anatomiques du pied du cheval et sa fonction essentielle dans la locomotion. Il expose ensuite la notion d'amortissement et l'ensemble des facteurs intrinsèques au cheval mais aussi extrinsèques comme la ferrure ou le sol, qui sont susceptibles de modifier cet amortissement. Les conséquences d'une exposition chronique à l'impact, pouvant provoquer des lésions de l'appareil locomoteur du cheval seront ensuite illustrées.

En dernier lieu, une étude expérimentale est présentée. Cette étude vise à déterminer certaines caractéristiques physiques des fers disponibles sur le marché, à savoir une ferrure en acier, différents fers en aluminium et des fers plus originaux multi matériaux. Le poids de la ferrure, la régularité de l'épaisseur au sein des fers, la capacité d'amortissement des ondes suite à un impact et la résistance à une compression sont étudiés et comparés entre chaque type de fer. L'aluminium est un matériau plus léger, avec un usinage plus précis, plus amortissant et plus déformable que l'acier, mais des différences au sein des fers en aluminium testés durant notre étude ont été mises en évidence. Nous avons aussi montré que l'utilisation d'un polymère augmente les capacités amortissantes du fer tout en diminuant son poids.

**MOTS-CLES :** Ferrure, Maréchalerie, Amortissement, Cheval, Equine, Locomotion.

---

**TITRE: BIBLIOGRAPHIC AND EXPERIMENTAL STUDY OF THE DAMPING EFFECT OF HORSESHOE ON THE LOCOMOTION AND THE PREVENTION OF LAMENESS IN THE HORSE.**

**ABSTRACT:**

This work first describes the anatomical bases of the horse foot and how each structure is implicated in the locomotion. The concept of shock absorption, which can be influenced by intrinsic factors and extrinsic factors as the farriery or the track is then presented. The consequences of chronic impact exposure are also illustrated as it can be responsible of injuries of the musculoskeletal system in horses.

The last section illustrates an experimental study, which aim is to determine some physical characteristics of several horseshoes. A steel shoe, several aluminum shoes and some more original multi-material horseshoes were used. The weight of the horseshoe, the regularity of thickness, the damping capacity of the shock waves following an impact and resistance to compression were studied and compared between each type of shoe. Aluminum is a lighter material, with a more precise machining, with higher shock absorption and is more deformable than steel, but differences within aluminum horseshoes tested were also highlighted. The use of a polymer increased the shock absorbing capacity of this shoe, reducing at the same time its weight.

**KEYWORDS:** Blacksmithing, Horseshoe, Horse, Equine, Locomotion, Damping effect, Shock absorption.