



HAL
open science

Quantification de la locomotion et de la charge de travail du cheval en conditions réelles d'entraînement

Chloé Hatrisse

► **To cite this version:**

Chloé Hatrisse. Quantification de la locomotion et de la charge de travail du cheval en conditions réelles d'entraînement. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2024. Français. NNT : 2024LYO10291 . tel-04865963

HAL Id: tel-04865963

<https://theses.hal.science/tel-04865963v1>

Submitted on 6 Jan 2025

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

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

**THESE de DOCTORAT DE
L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1**

**Ecole Doctorale N° 162
Mécanique, énergétique, génie civil, acoustique**

Discipline : Biomécanique

Soutenue publiquement le 12/12/2024, par :
Chloé Hatrisse

**Quantification de la locomotion et de la
charge de travail du cheval en
conditions réelles d'entraînement**

Devant le jury composé de :

Hautier, Christophe	Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1	Président
Barbier, Franck	Professeur, Université Polytechnique Hauts-de-France	Rapporteur
Bertucci, William	Professeur, Université de Reims Champagne-Ardenne	Rapporteur
Bertoni, Lélia	Maître de Conférences, Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort	Examinatrice
Chèze, Laurence	Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1	Directrice de thèse
Mezghani, Neila	Professeur, Université de Teluq (Québec)	Co-directrice de thèse
Chateau, Henry	Professeur, Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort	Invité
Martin, Pauline	Responsable industriel, LIM Group	Invitée

Remerciements

Ces trois années de thèse ont été très enrichissantes en termes de connaissances et d'expériences mais elles ont également été remplies de rencontres, de bons moments, de souvenirs et d'émotions. Je tiens donc à exprimer ma reconnaissance envers toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de cette thèse. Ce fut une aventure marquante, non seulement pour les connaissances acquises, mais aussi pour les relations humaines et les expériences uniques vécues tout au long de ce parcours.

Pour cela, je souhaite adresser mes plus sincères remerciements :

A l'Agence Nationale de la Recherche,

Pour le financement de ce beau projet.

A David Mitton, Directeur du LBMC,

Pour m'avoir permis de réaliser cette thèse au sein de votre laboratoire.

Au professeur Laurence Cheze, ma directrice de thèse,

Pour avoir accepté d'encadrer cette thèse. Mille mercis pour ta disponibilité, ta pédagogie et ton appui scientifique, mais également pour ta présence et ton soutien à chaque étape de cette thèse.

Au professeur Neila Mezghani, ma co-directrice de thèse,

Pour avoir accepté d'encadrer cette thèse. Merci pour tes retours positifs et pour tes apports de connaissances en analyses de données. Je souhaiterais d'ailleurs en profiter pour remercier également Youssef Ouakrim, pour sa participation et son aide dans les analyses statistiques.

Au Professeur Henry Chateau, mon encadrant de thèse,

Pour avoir accepté d'encadrer cette thèse. Merci d'avoir suivi ce travail de près, pour tes nombreuses réflexions et précieux conseils qui ont été très formateurs.

Au Docteur Pauline Martin, mon encadrante de thèse,

Pour avoir accepté d'encadrer cette thèse. Merci pour tes apports d'expérience et de connaissances. Et surtout, merci de toujours trouver les bons mots.

Au Professeur Franck Barbier et au Professeur William Bertucci,

Pour avoir accepté de relire et d'expertiser ce travail. Merci pour vos retours intéressants.

Au Professeur Christophe Hautier et au Docteur Lélia Bertoni,

Pour avoir accepté d'être membre de mon jury de thèse.

Au Professeur Fabrice Audigie, Directeur du CIRALE,

Pour m'avoir accueillie au CIRALE et m'avoir offert ce remarquable cadre de travail.

A l'ensemble de l'équipe du CIRALE,

Pour votre sympathique compagnie tout au long de ces trois années, pour la mise à disposition des installations et des chevaux d'essais, ainsi que pour votre aide précieuse en toutes circonstances.

Et plus particulièrement,

Aux cliniciennes et résident(e)s,

Pour votre contribution et votre implication dans les différentes thématiques de recherche de ce projet.

A Emeline De Azevedo,

Pour ta rigueur dans la collecte des données, ton dévouement dans le projet, mais surtout pour ta gentillesse au quotidien. Merci pour tout le travail que tu as réalisé.

Aux cavalier(e)s du projet, Julie Carton, Victoire Bodelot, Nicolas Bichet, Lise Marie, Annaëlle Morin, et plus personnellement Marion Boutarel,

Pour votre implication personnelle dans le projet, pour avoir bravé la pluie normande lors des séances d'entraînement (heureusement qu'il ne pleut pas trop souvent en Normandie) et enfin, pour avoir veillé soigneusement sur les premiers acteurs de ce projet : nos chevaux.

A l'ensemble de l'équipe R&D de LIM Group,

Pour tous ces échanges scientifiques fort intéressants et l'ambiance que vous apportez au sein des bureaux bordelais.

Et plus particulièrement,

A Marie Sapone et à Camille Hebert,

Présentes depuis mon arrivée, il y a 5 ans, pour m'avoir accueillie dans cette équipe, conseillée et soutenue dans mon travail et mes décisions.

A Sandrine Hanne-Poujade,

Pour m'avoir permis de garder (presque) « toujours le poing levé » dans mon travail. Pour ta disponibilité, tes explications et ta patience. Merci pour tout ce que tu m'as apporté durant ces trois années de thèse.

A Blandine Bécard,

Ce fut un réel plaisir de travailler avec toi. A présent, je te passe le flambeau, tu deviens officiellement la plus vieille doctorante de l'équipe.

Au Professeur Frederic Marin, au Docteur Khalil Ben Mansour, au Docteur Chloé Giraudet, et à toute l'équipe de l'Université Technologique de Compiègne,

Pour avoir suivi les avancées de ces travaux depuis ses débuts, pour vos apports scientifiques et ces discussions passionnantes. Merci de rendre les essais MOCAP possible, toujours dans la bonne humeur, et ce, quelle que soient les conditions météorologiques. Et enfin, merci de m'avoir accueillie dans vos locaux pour réaliser une partie du traitement des données.

A Claire Macaire, mon binôme de thèse et très chère amie,

D'un point de vue professionnel et personnel, pour m'avoir accueillie et donné envie de rester en Normandie. Merci pour ton aide et ta participation dans ce travail. Merci de m'avoir soutenue et accompagnée dans toutes mes décisions. Merci pour toutes ces soirées endiablées. Et je terminerais en disant simplement : Merci d'avoir rendu ces trois années encore plus particulières.

A mes coéquipières de Horse-ball et sœurs de cœur, Manon, Pauline, Marine, Fiona et Nolwenn,

Pour ces entraînements et week-ends de compétition dépaysants, qui nous ont permis d'atteindre, toutes ensemble, nos objectifs sportifs, en mêlant cohésion et détermination. Merci à toutes pour l'ambiance et la bonne humeur que vous apportez au sein de cette équipe. Mention spéciale à tous nos supporters qui nous suivent de près comme de loin et qui participent à faire vivre cette équipe.

A mes ami(e)s de Lorraine, de Normandie, et d'ailleurs,

Pour tous ces précieux moments partagés, et ceux à venir...

A ma famille,

Pour m'avoir toujours soutenue et encouragée. Merci d'avoir toujours été là pour moi, malgré la distance.

Enfin, à celui qui a fait chavirer mon cœur,

Pour ton soutien irremplaçable et pour tout l'amour que tu m'offres.

Préface

Ce travail de thèse a officiellement débuté le 1er Décembre 2021. Il fait suite à un stage de fin d'étude de Master de 6 mois puis à un contrat à durée déterminée de 14 mois traitant d'un sujet commun : la validation et le développement d'un outil de mesure, développé pour l'analyse et la quantification des paramètres locomoteurs chez le cheval. Ces travaux ont été réalisés, respectivement, au sein de l'entreprise LIM Group et de l'Unité de Recherche LabCom CWD-VetLab Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (BPLC) de l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort.

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC), dans le cadre du projet CAPT-ESE (CAPTeurs et instruments de monitoring en E-Santé Equine), financé par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) (contrat n°ANR-20-CE19-0016). Le sujet de cette thèse est la quantification de la locomotion et de la charge de travail du cheval en conditions réelles d'entraînement.

Ce travail a été :

- Dirigé par le Pr Laurence Chèze, du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique de Chocs (LBMC, UMR_T9406) de l'Université Claude Bernard à Lyon.
- Co-dirigé par le Pr Neila Mezghani, du Laboratoire d'Innovation Ouverte en Technologies de la Santé (LIO) à Montréal (CANADA).
- Encadré par le Pr Henry Chateau, du Laboratoire de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval de l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort.
- Encadré par le Dr Pauline Martin de l'entreprise LIM Group, expert dans la conception de selles de sport de haut niveau.

Ces trois années de thèse ont été marquées par une expérience enrichissante, elles m'ont permis de découvrir de nouveaux aspects de la recherche et d'acquérir de nouvelles compétences. Grâce à l'accompagnement de mes directeurs et de mes encadrants, j'ai acquis une rigueur scientifique essentielle pour mener à bien ce projet. Le développement d'un système de mesures embarqué, la collecte et l'analyse de données ainsi que la rédaction d'articles m'ont permis de renforcer ma démarche scientifique.

Ce travail a conduit à des valorisations scientifiques, sous forme de publications dans des revues scientifiques, de participation à des congrès ou de contributions à des travaux annexes.

Dans le cadre de ce travail de thèse, les résultats de nos travaux ont fait l'objet de trois publications :

- Hatrisse, C.; Macaire, C.; Sapone, M.; Hebert, C.; Hanne-Poujade, S.; De Azevedo, E.; Marin, F.; Martin, P.; Chateau, H. Stance phase detection by inertial measurement unit placed on the metacarpus of horses trotting on hard and soft straight lines and circles. *Sensors* **2022**, 22, 703. <https://doi.org/10.3390/s22030703>
- Hatrisse, C.; Frascetto, C.; Jacquet, S.; De Azevedo, E.; Macaire, C.; Martin, P.; Marin, F.; Château, H.; Cheze, L. Stance phase detection by inertial measurement unit placed on the metacarpus of horses trotting on underwater treadmill at different water heights. *Abstracts 47th congress of the society of biomechanics* **2022**, Monastir, Tunisia. pp.S144- S146. hal-03887101
- Hatrisse, C.; Macaire, C.; Hebert, C.; Hanne-Poujade, S.; De Azevedo, E.; Audigié, F.; Ben Mansour, K.; Marin, F.; Martin, P.; Mezghani, N.; Château, H.; Cheze, L. A method for quantifying back flexion/extension from three inertial measurement units mounted on a horse's withers, Thoracolumbar Region, and Pelvis. *Sensors* **2023**, 23, 9625. <https://doi.org/10.3390/s23249625>

Certains des travaux réalisés dans le cadre de cette thèse ont été présentés lors de congrès :

- Journée de la recherche de l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort – Septembre 2022 : Quantification de la charge de travail, de la locomotion du cheval et de l'influence du cavalier en conditions réelles d'entraînement
- 47^e Congrès International de la Société de Biomécanique – Octobre 2022 : Détection des phases d'appuis à partir de centrales inertielles positionnées sur les métacarpes du cheval, au trot, sur tapis roulant immergé, à différentes hauteurs d'eau
- 20^e Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives – Octobre 2023 : Etude pilote des corrélations entre l'amplitude de flexion/extension du dos du cheval mesurée à partir d'IMUs et l'évaluation visuelle des vétérinaires, au trot, sur tapis roulant
- Normandy Horse Meet Up - Espace Meet Up Colloque – Septembre 2024 : Comment les équipements connectés peuvent-ils aider à évaluer la mobilité dorsale du cheval lors de son examen vétérinaire ?

Enfin, une contribution a été apportée dans les travaux de recherche du Dr Vet. Claudia Fraschetto et du Dr Vet. Antoinette Terlinden, dans le cadre de leur résidence en biomécanique et pathologie locomotrice, et qui ont fait l'objet de publications :

- Fraschetto, C. ; Hatrisse, C. ; Moiroud, C. ; Beaumont, A. ; Audigié, F. ; Chateau, H. ; Denoix, J-M. ; Jacquet, S. Water depth and speed may have an opposite effect on the trunk vertical displacement in horses trotting on a water treadmill. *American Journal of Veterinary Research* **2023**. 85(2). doi.org/10.2460/ajvr.23.10.0236
- Terlinden, A. ; Szymkowiak, M. ; Jonville, E. ; Hatrisse, C. ; De Azevedo, E. ; Coudry, V. ; Denoix, J-M. ; Pilot-Storck, F. ; Desquilbet, L. ; Lélia Bertoni, L. Acupuncture has potential in managing axial stiffness in steeplechase racehorses: a blinded prospective randomized preliminary study. *American Journal of Veterinary Research* **2023**. 261(12). doi.org/10.2460/javma.23.04.0197

Table des matières

Remerciements	3
Préface	7
Table des matières	11
Liste des figures	15
Liste des tableaux	21
Liste des annexes.....	25
1. Introduction.....	27
1.1. Contexte général	29
1.2. Projet ANR CAPT-ESE.....	30
1.3. Connaissances générales et état de l’art.....	32
1.3.1. Anatomie descriptive du cheval	32
1.3.2. Anatomie fonctionnelle et locomotion du cheval.....	38
1.3.3. Quantification de la charge de travail et détection précoce de la fatigue chez le cheval de sport	48
1.3.4. Méthodes d’analyses physiologiques et biomécaniques du cheval.....	53
1.3.5. Synthèse : Applications au sein du projet	59
1.4. Objectifs et plan de thèse.....	62
2. Développement et validation d’une méthode de détection des phases d’appui du cheval, à partir d’une centrale de mesures inertielles, applicable dans différentes conditions d’entraînement.....	65
2.1. Contextualisation.....	67
2.2. Stance Phase Detection by Inertial Measurement Unit Placed on the Metacarpus of Horses Trotting on Hard and Soft Straight Lines and Circles	68
2.2.1. Introduction	68
2.2.2. Materials and Methods	69
2.2.3. Results	78

2.2.4.	Discussion and Conclusions	83
2.3.	Stance Phase Detection by Inertial Measurement Unit Placed on the Metacarpus of Horses Trotting on Underwater Treadmill at Different Water Heights.....	86
2.3.1.	Introduction	86
2.3.2.	Materials and Methods	86
2.3.3.	Results	89
2.3.4.	Discussion and Conclusions	90
2.4.	Synthèse et perspectives	91
3.	Développement, validation et évaluation d'une méthode de quantification de la mobilité dorsale, à partir de centrales de mesures inertielles	93
3.1.	Contextualisation	95
3.2.	Method for Quantifying Back Flexion/Extension from Three Inertial Measurement Units Mounted on a Horse's Withers, Thoracolumbar Region, and Pelvis	97
3.2.1.	Introduction	97
3.2.2.	Materials and Methods	100
3.2.3.	Results	108
3.2.4.	Discussion and Conclusions	111
3.3.	A Pilot Study on the Correlation between an IMUs Back Flexion/Extension Quantification Method and the Visual Assessment of Back Mobility Defect by Expert Veterinarians on Horses Trotting on Treadmill.....	114
3.3.1.	Introduction	114
3.3.2.	Materials and Methods	115
3.3.3.	Results	119
3.3.4.	Discussion and Conclusions	122
3.4.	Synthèse et perspectives	124
4.	Développement d'une méthode de quantification de la charge de travail en conditions réelles d'entraînement : résultats préliminaires.....	127
4.1.	Contextualisation	129

4.2. Description du protocole d'étude et des paramètres physiologiques & locomoteurs calculés	131
4.2.1. Protocole d'étude.....	131
4.2.2. Calcul des paramètres physiologiques et locomoteurs.....	135
4.3. Méthode de machine learning de prédiction des états physiologiques aérobie et anaérobie du cheval au cours d'un test d'effort : étude préliminaire	141
4.3.1. Introduction	141
4.3.2. Matériels et méthodes.....	142
4.3.3. Résultats	149
4.3.4. Discussion et conclusion	156
4.4. Etude exploratoire d'un indice d'intensité de séance d'entraînement calculé à partir des paramètres physiologiques et locomoteurs du cheval	159
4.4.1. Matériels et méthodes.....	159
4.4.2. Résultats	161
4.4.3. Discussion et perspectives de recherche	166
4.5. Synthèse et perspectives	167
5. Conclusion générale et perspectives	169
5.1. Conclusion générale	171
5.1.1. Quantification des paramètres locomoteurs	172
5.1.2. Quantification de la charge de travail.....	173
5.2. Perspectives de recherche	175
Références bibliographiques	177
Résumé	193
Abstract	195
Annexes.....	197

Liste des figures

Figure 1 : Colonne vertébrale du cheval (J.-M. Denoix, Pailloux, et Lewis 2021)	33
Figure 2 : Vue crâniale d'une vertèbre thoracique (A) et lombaire (B) de cheval. (Unité d'Anatomie de l'E.N.V.A. 2024). La flèche rouge indique le processus épineux de la vertèbre.	34
Figure 3 : Chaines musculaires dorsale et ventrale du cheval (Burgaud et Genoux 2019).....	35
Figure 4 : Système ligamentaire du dos du cheval (Burgaud et Genoux 2019).....	36
Figure 5 : Description des membres thoraciques et pelviens du cheval.....	36
Figure 6 : Description de la partie distale des membres thoraciques et pelviens du cheval	37
Figure 7 : Description de la partie distale du membre du cheval : os métacarpien III (MC3), phalanges proximale, moyenne, distale (respectivement P1, P2, P3), os sésamoïdes proximaux et distal (PSB, DSB), ligament virtuel simulant l'action des ligaments sésamoïdiens distaux (VL), tendon fléchisseur superficiel du doigt (SDFT), tendon fléchisseur profond du doigt (DDFT), ligament suspenseur (SL).....	38
Figure 8 : Mécanisme d'avancer et de poser des membres au pas (A), trot (B) et galop à main gauche (C). Chaque mouvement est identifié par une flèche rouge. Les flèches bleues montrent le premier mouvement du membre de la foulée suivante.....	39
Figure 9 : Décomposition de la phase d'appui, comprenant le Foot-on, l'appui (amortissement, soutènement et propulsion) et le Foot-off du membre antérieur, au pas.....	41
Figure 10 : Représentation de l'amorti du boulet de l'antérieur droit du cheval au galop.....	42
Figure 11 : Illustration des mouvements de latéroflexion (A), de rotation axiale (B) et de flexion/extension (C) du dos du cheval.....	43
Figure 12 : Schéma du mouvement de la flexion(A) et de l'extension(B) du dos du cheval en mouvement (J.-M. Denoix et Pailloux 1997) – Photos: http://hippup.fr/category/blog/biomecanique/)	45

Figure 13 : Décomposition d'une foulée de trot et des évènements de la locomotion qui accompagnent chaque phase de la foulée.....	46
Figure 14 : Schéma simplifié de la production d'ATP (adénosine triphosphate) dans le corps (A) et adaptations en cas d'épuisement des réserves en glycogène (B) ou d'apports en oxygène insuffisants (C) [schéma personnel]	49
Figure 15 : Exemple d'un entraînement à intensité progressive avec prise de sang et dosage du taux de lactates, chez le cheval [Graphique issu de données du projet CAPT-ESE]	54
Figure 16 : Système EQUIMETRE® installé sur un cheval.....	55
Figure 17 : Photographies de la mise en oeuvre d'un système OMC pendant un enregistrement sur un cheval se déplaçant en ligne droite	57
Figure 18 : IMUs localization on horse: on the withers, on the four limbs, in the center of the dorsal side of the third metacarpal bone (cannon bone), and on the lateral quarter of the right front and hind hoof.	71
Figure 19 : Representation of the normalized signals (normalized by the maximum value) of the hoof Tri-axial Acceleration (blue curve), the hoof Tri-axial Gyroscope (red curve) and the canon bone X-Axis Acceleration (black curve) of a horse trotting on straight line and hard ground. The red stars correspond to the reference Foot-on and the blue stars correspond to the reference Heel-off. The canon bone X-Axis Acceleration at these same events also appear on the canon bone curve (blue and red rounds on the yellow curve).	72
Figure 20 : Representation of the normalized signals of the hoof tri-axial acceleration (blue curve), the hoof tri-axial gyroscope (red curve), and the cannon bone x-axis acceleration (black curve) of a horse trotting in a straight line on soft ground. The red stars correspond to the reference foot-on; the blue stars correspond to the reference heel-off. The cannon bone x-axis acceleration at these same events also appears on the cannon bone curve (blue and red circles on the yellow curve).	73
Figure 21 : Representation of the cannon bone x-axis acceleration signal used to detect the foot-on (magenta points) and heel-off (cyan points) events.	74

Figure 22: Representation of the hoof tri-axial acceleration (blue curve) and the cannon bone x-axis acceleration (black curve), for the “forelimb inside the circle” condition. The blue points correspond to the reference heel-off, and the cyan points correspond to the detected heel-off (from the cannon bone IMU data). Unlike all the other conditions, the cannon bone x-axis acceleration shows only one peak at the foot-off moment..... 76

Figure 23 : IMUs localization on the horse (A, B) and representation of the different water height (B)..... 87

Figure 24 : Representation of the hoof Tri-axial acceleration (in m/s^2) and angular velocity (in $^\circ/s$), and the cannon bone X-Axis acceleration (in m/s^2) of a horse trotting on UWT with a radius water height. 88

Figure 25 : Mouvements de latéroflexion (A), de rotation axiale (B & C) et de flexion (D)/extension (E) du dos du cheval lors de différents exercices réalisés lors d’entraînements ou de compétitions Les flèches rouges illustrent la direction du mouvement du dos. 95

Figure 26 : IMU and marker localization on the horse. 101

Figure 27 : Positioning of the Vicon cameras on one side of the indoor arena. The black dotted lines correspond to the camera’s field. The trajectory of the straight line during walking and trotting is represented by the red arrow, and the trajectory of the circle during galloping is represented by the green arrow. 102

Figure 28 : Scheme of the back flexion/extension quantification method from the IMUs.... 105

Figure 29 : Illustration of the back flexion/extension angles calculated using MOCAP (blue curve) and IMUs (orange curve) on one horse (Horse n° 1) trotting in a straight line. The black arrow indicates the amplitude of extension, and the green arrow indicates the amplitude of flexion. The gray areas represent the left forelimb stance phase, and the blue areas represent the right forelimb stance phase. 106

Figure 30 : Bland–Altman’s plot (in degree ($^\circ$)) of the reference (MOCAP) range of flexion (A) and extension (B) and range of flexion and extension got from the developed method (IMU). One color represents one horse at one gait..... 110

Figure 31 : Pearson's correlation curves between the reference (MOCAP) range of flexion (A) and extension (B) and range of flexion and extension got from the developed method (IMU). One color represents one horse at one gait.....	110
Figure 32: IMUs localization on the horse.....	117
Figure 33 : Movements of flexion/extension during one stride. The orange curve is the variation of angle, got from IMUs. The blue and yellow points on the curves match with the two maximums of movement, which occurs during swing phases (blue and yellow box). The pink and green points match with the two minimums of movement, which occurs during stance phases (pink and green box). The red point matches with the maximum of movement of the next stride, which occurs during the first swing phase of the next stride (red box). The purple and cyan arrows show, respectively, the both movements of extension and flexion; during one stride.....	118
Figure 34 : Box plot of the range of flexion/extension per back mobility grade. Black hooks represent the degree of significance (p-value, Post-Hoc test) of the range of flexion/extension differences between one grade and another (* indicate a p-value<0.05). If nothing is indicated, there is a not significant p-value.	121
Figure 35 : Schéma du protocole d'entraînement des chevaux.....	132
Figure 36 : Equipement du cheval lors de ses entrainements. Les flèches rouges indiquent la localisation des IMUs dans l'équipement du cheval. La flèche bleue indique le système cardiofréquence-mètre & GPS EQUIMETRE®.	135
Figure 37 : Représentation du signal de vitesse angulaire, autour de l'axe Y, brut (courbe bleue) et filtré (courbe orange), du canon antérieur gauche, aux trois allures (pas, trot et galop). Les étoiles rouges identifient le début de chaque foulée.....	138
Figure 38 : Segmentation des données, à partir du signal d'accélération verticale de l'IMU sternum (courbe bleue), pour identifier les débuts (point rouge) et fins (point bleu clair) de chaque palier d'effort.	144
Figure 39 : Principe de la méthode de prédiction des états aérobie et anaérobie à partir de notre base de données.....	148

Figure 40 : Evolution des taux de lactates moyens (sur les différents tests d'effort), par palier, par cheval.	150
Figure 41 : Boîte à moustaches des paramètres : A. Temps d'effort cumulé, B. Nombre de foulées cumulé, C. Durée de foulée, D. Longueur de foulée, E. Vitesse, F. Fréquence cardiaque et G. Energie mécanique cumulée, en différenciant les états aérobie et anaérobie pour chaque paramètre.	151
Figure 42 : Etude du nombre de composantes principales et de leur poids, à partir du graphique des valeurs propres (A) et du diagramme de Pareto (B)	153
Figure 43 : Analyse par composantes principales. Une flèche noire correspond au poids d'un paramètre physiologique ou locomoteur, sur chacune des composantes, pour l'ensemble de la base de données. Un point (bleu ou cyan) correspond au poids d'une observation, sur chacune des composantes. Les points bleus correspondent aux observations réalisées en aérobie et les points cyans correspondent aux observations réalisées en anaérobie.	154
Figure 44 : Arbres de décision obtenus dans 6 cas sur 7 (A) et pour le cheval n°3 (B).....	155
Figure 45 : Energies mécaniques cumulées moyennes (en Joules) obtenues à l'issue des tests d'effort (barres grises), des séances quotidiennes de galop (barres rouges), d'obstacle (barres oranges), de gymnastique (barres jaunes) ou de plat (barres vertes), pour l'ensemble des chevaux.....	163
Figure 46 : Scores moyens d'intensité de séance (en %) obtenus à l'issue des séances quotidiennes de galop (barres rouges), d'obstacle (barres orange), de gymnastique (barres jaunes) ou de plat (barres vertes), pour l'ensemble des chevaux. Le seuil de 100% d'intensité correspond à l'intensité moyenne des tests d'effort pour chaque cheval.	165

Liste des tableaux

Table 1. Mean stride durations (mean) and standard deviations (SD) were indicated for each condition: straight line (SL), left circle (LC), and right circle (RC), for both ground conditions—hard (H) and soft (S)—and for the right forelimb and right hindlimb. For the left-circle condition, the equipped limb was the one outside the circle. For the right-circle condition, the equipped limb was the one inside the circle. Results are in millisecond. 78

Table 2. Bland–Altman comparison (in percentage of stride duration%) of the reference foot-on event and the foot-on event detected with the developed method from the cannon bone data. Accuracy (bias), precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) were indicated for each condition: straight line (SL), left circle (LC), and right circle (RC), for both ground conditions—hard (H) and soft (S)—and for the right forelimb and right hindlimb. For the left-circle condition, the equipped limb was the one outside the circle. For the right-circle condition, the equipped limb was the one inside the circle. Results are in percentage of stride duration..... 79

Table 3. Bland–Altman comparison (in percentage of stride duration%) of the reference foot-off event and the foot-off event detected with the developed method from the cannon bone data. Accuracy (bias), precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) were indicated for each condition: straight line (SL), left circle (LC), and right circle (RC), for both ground conditions—hard (H) and soft (S)—and for the right forelimb and right hindlimb. For the left-circle condition, the equipped limb was the one outside the circle. For the right-circle condition, the equipped limb was the one inside the circle. Results are in percentage of stride duration..... 80

Table 4. Bland–Altman comparison (in percentage of stride duration%) of the reference stance duration and stance duration obtained with the developed method from the cannon bone data. Accuracy (bias), precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) were indicated for each condition: straight line (SL), left circle (LC), and right circle (RC), for both ground conditions—hard (H) and soft (S)—and for the right forelimb and right hindlimb. For the left-circle condition, the equipped limb was the one outside the circle. For the right-circle

condition, the equipped limb was the one inside the circle. Results are in percentage of stride.	81
Table 5. Bland–Altman comparison (in milliseconds) of the reference foot-on and heel-off events and the foot-on and heel-off events detected with the method from Briggs and Mazza [9] and our method from the cannon bone data. Accuracy (bias), precision (SD), and up-per/lower limits of agreement (ULA and LLA) were indicated for the straight-line-on-hard-ground condition, and for the right forelimb and right hindlimb. For both events (foot-on and heel-off), the table shows results obtained from the same dataset with our method (Hatrissse & al.) and the Briggs and Mazza method (Briggs et Mazzà 2021).	82
Table 6. Bland–Altman comparison of both methods (in % of stride duration). Bias, precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) are indicated for each condition.	89
Table 7. Number of flexion/extension movements analyzed in the presented data set.	108
Table 8. Comparison of mean (\pm SD) range of flexion/extension of the back got from Motion Capture and IMUs (in degree ($^{\circ}$)).	109
Table 9. Bland–Altman’s comparison (in degree ($^{\circ}$)) of the reference range of flexion and extension and range of flexion and extension got from the developed method. Accuracy (Bias), precision (SD), upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) and the Pearson's correlation coefficient (Pearson's r) are indicated for range of flexion and extension of the back.	109
Table 10. Back mobility defect gradation method during dynamic locomotor examination.	116
Table 11. Number of examinations, per grade of back mobility defect and in total, all horses confused, and the mean and standard deviation of range of flexion/extension measured associated.	120
Table 12. p-values of the Shapiro-Wilk test and the Homogeneity of variance, per grade. ..	120
Tableau 13. Programme d’entrainement des chevaux par semaine	132
Tableau 14. Description et objectifs des disciplines imposées au chevaux dans leur programme d’entrainement.....	133

Tableau 15. Déroulement d'un test d'effort	134
Tableau 16. Méthode de calcul des paramètres physiologiques et locomoteurs « par foulée », puis « par palier »	145
Tableau 17. Nombre d'observations obtenues dans les états aérobie et anaérobie, et nombre d'observation total	149
Tableau 18. Taux de lactates moyens (Moyenne \pm Ecart-type) (en mmol/L), par palier et par cheval.	150
Tableau 19. Coefficient de corrélation de Pearson et p-value des paramètres avec le taux de lactates mesuré	152
Tableau 20. Energies mécaniques cumulées moyennes (moyenne \pm écart-type) obtenues à l'issue des tests d'effort (référence), des séances de galop, d'obstacle, de gymnastique ou de plat (en Joules x 10^7).	162
Tableau 21. Scores moyens (en pourcentage) obtenus pour chaque discipline et chaque cheval : Moyenne (écart-type). Une valeur supérieure à 100% indique que l'énergie mécanique cumulée de la séance est supérieure à celle du test d'effort du cheval considéré et inversement pour une valeur inférieure à 100%	164

Liste des annexes

Annexe 1 : Stance phase detection by inertial measurement units placed on the metacarpus of horses trotting on hard and soft straight lines and circles [*Article original*] & Graphiques annexes de Bland-Altman pour compléter la section 2.2.3. [*Supplementary data*].

Annexe 2 : Stance phase detection by inertial measurement unit placed on the metacarpus of horses trotting on underwater treadmill at different water heights. [*Article original*]

Annexe 3 : Method for Quantifying Back Flexion/Extension from Three Inertial Measurement Units Mounted on a Horse's Withers, Thoracolumbar Region, and Pelvis. [*Article original*]

Annexe 4 : Données supplémentaires d'évolution des paramètres physiologiques et locomoteurs au cours du test d'effort.

Annexe 5 : Evolution du paramètre d'énergie mécanique cumulée au cours de l'effort.

Annexe 6 : Scores d'intensité de séance (en %) calculés pour chaque séance et chaque cheval.

CHAPITRE
1. Introduction



1.1. CONTEXTE GENERAL

Les sports équestres regroupent l'ensemble des disciplines sportives qui ont pour point commun l'utilisation des capacités athlétiques et esthétiques du cheval (Larousse Encyclopédie 2024). La recherche de performances sportives nécessite un suivi de santé exigeant et la pratique de la compétition implique que les chevaux soient soumis à des entraînements intensifs. Or, si le cheval est soumis à des entraînements trop intenses et/ou trop fréquemment répétés, un phénomène de fatigue peut apparaître ayant des conséquences lésionnelles irréversibles sur celui-ci. Un surentraînement peut provoquer des lésions sur les os ou les muscles du cheval (Biewener et al. 1983), entraînant une baisse de performance pouvant aller jusqu'à la retraite sportive anticipée du cheval (Barrey 1999). Les lésions de l'appareil locomoteur sont la première cause d'arrêt temporaire ou définitif de la carrière sportive d'un cheval (Thirkell et Hyland 2017), impliquant des pertes économiques majeures pour l'ensemble de la filière équine et impactant le bien-être du cheval dans sa pratique sportive.

Les premiers signes de l'apparition d'une lésion sont souvent discrets. Ils sont caractérisés par une modification très subtile de la locomotion et peuvent donc être difficiles à diagnostiquer de façon précoce par les vétérinaires. Si cette modification de la locomotion n'est pas détectée dès les premiers signes, la lésion risque de s'aggraver, nécessitant en conséquence des soins plus complexes.

Ainsi, la détection précoce des anomalies de la locomotion permettrait une gestion des lésions non médicamenteuse et moins contraignante, passant par l'adaptation de l'activité sportive du cheval. Cela jouerait un rôle d'intérêt majeur pour la filière, en préservant notamment l'intégrité et le bien-être de l'animal.

L'analyse de la locomotion et de la santé ainsi que le suivi des entraînements du cheval font partie des thématiques de recherche essentielles pour répondre à cette problématique. Le marché des objets connectés et de l'intelligence artificielle dans le milieu du sport est en plein essor. Des besoins dans ce domaine ont été identifiés dans le milieu équestre mais, aujourd'hui, il n'existe aucun système embarqué associant des capteurs biomécaniques et physiologiques autorisant une analyse fine des mouvements du cheval. C'est dans ce contexte que le projet ANR CAPT-ESE s'intéresse à la prévention et à la gestion des affections locomotrices du cheval à travers le suivi et l'optimisation des entraînements. Plus spécifiquement, la capacité à détecter précocement l'apparition d'anomalies locomotrices et de quantifier avec précision la charge de travail est cruciale afin de prévenir les effets irréversibles du surentraînement.

1.2. PROJET ANR CAPT-ESE

Le projet CAPT-ESE (CAPTeurs et instruments de monitoring en E-Santé Equine) est un projet financé (sur la période 2021-2025) par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) pour un travail collaboratif entre le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC), le Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines (CIRALE, pôle équin Normand de l'Ecole nationale vétérinaire d'Alfort), l'Université Technologique de Compiègne (UTC) et l'entreprise LIM France.

L'objectif général du projet CAPT-ESE est le développement et l'application de capteurs embarqués spécifiques pour l'athlète équin fournissant aux équitants un outil d'aide à la gestion de l'entraînement dans le cadre de la prévention, du diagnostic précoce et du traitement des affections locomotrices équines.

Le projet s'articule autour de deux axes principaux :

- Le travail du cheval en milieu aquatique, permettant de réduire les contraintes physiologiques articulaires et tendineuses par rapport à un travail classique sur piste et d'améliorer ainsi la prise en charge thérapeutique de certaines lésions par des techniques de physiothérapie (King 2016).
- La gestion individualisée de l'entraînement, grâce à l'utilisation de capteurs embarqués, permettant une quantification précise de la charge d'entraînement.

Pour mener à bien ce projet, le protocole général prévoit l'inclusion de vingt chevaux atteints de lésions axiales (dorsales ou cervicales) suivant un protocole d'entraînement strict alternant travail en milieu terrestre et travail en milieu aquatique.

Tout d'abord, des études préliminaires à ce protocole ont été réalisées avec d'autres chevaux, afin de collecter des données permettant de développer et valider des méthodes de quantification de la locomotion et de la charge d'entraînement. Ces protocoles d'études seront détaillés dans les Chapitre 2 et Chapitre 3.

Dans le cadre du protocole CAPT-ESE, les chevaux arrivent pour une période de douze semaines pendant lesquelles ils sont uniquement montés pendant les quatre premières semaines. A partir de la cinquième semaine, les chevaux alternent travail monté et nage en piscine, d'un jour sur l'autre. Les quatre premières semaines du protocole ont été mises en place pour homogénéiser l'état de forme initial des chevaux. Les chevaux arrivent dans un environnement

inconnu, changent de cavalier et adoptent une nouvelle méthode d'entraînement. Un temps d'adaptation est donc nécessaire pour observer les réels effets du protocole sur la santé du cheval, et non des effets dû à ces changements.

Pendant les douze semaines du protocole, les chevaux sont soumis à de nombreux examens vétérinaires, en parallèle de leurs entraînements quotidiens. Ils réalisent notamment des examens de locomotion de manière hebdomadaire, où les vétérinaires surveillent l'apparition éventuelle d'une modification de la locomotion. Les chevaux subissent également des tests d'effort à quatre reprises au cours du protocole, permettant de vérifier certains paramètres physiologiques par prise de sang. La présentation des conditions et du protocole de ces tests d'effort est incluse dans le Chapitre 4. Enfin, il est à noter que lors de chaque entraînement et chaque examen de locomotion, les chevaux sont équipés de capteurs embarqués, directement intégrés dans leur harnachement.

A terme, les méthodes de quantification de la locomotion et de la charge d'entraînement mises en place dans le cadre de cette thèse seront appliquées aux chevaux du protocole afin de réaliser un suivi longitudinal de la locomotion et des entraînements.

Ainsi, le projet s'inscrit dans une approche pluridisciplinaire de la santé animale, en utilisant la médecine vétérinaire et les sciences de l'ingénierie pour développer des outils connectés de suivi de santé des chevaux de sport.

1.3. CONNAISSANCES GENERALES ET ETAT DE L'ART

Étudier l'anatomie du cheval permet de mieux comprendre son fonctionnement pour être capable, ensuite, d'analyser la biomécanique du cheval à l'entraînement. Le premier système actif impliqué dans un exercice physique est le système musculo-squelettique. Pour justifier les choix des études que nous avons réalisées et qui seront présentées dans la suite de ce manuscrit, il est nécessaire d'apporter quelques connaissances d'anatomie fonctionnelle, c'est-à-dire concernant le système musculo-tendineux du cheval (J. M. Denoix 2014). Ces éléments permettront de faciliter l'analyse de sa locomotion et d'en tirer des conclusions utiles pour atteindre les objectifs finaux du projet, à savoir détecter prématurément l'apparition d'anomalies.

1.3.1. Anatomie descriptive du cheval

Dans cette description anatomique du cheval, nous nous focaliserons sur deux parties : le tronc et les membres.

1.3.1.1. Tronc

Le tronc du cheval est constitué de l'encolure, du thorax et de l'abdomen. Il comprend l'ensemble des structures anatomiques intervenant dans le mouvement du dos, c'est-à-dire la colonne vertébrale, le système digestif (qui s'y attache) ainsi que les muscles et les ligaments.

Colonne vertébrale

Le cheval possède 7 vertèbres cervicales, 18 vertèbres thoraciques, 6 vertèbres lombaires, 5 vertèbres sacrales et 15 à 21 vertèbres caudales/coccygiennes (qui correspondent à la queue) (Figure 1).

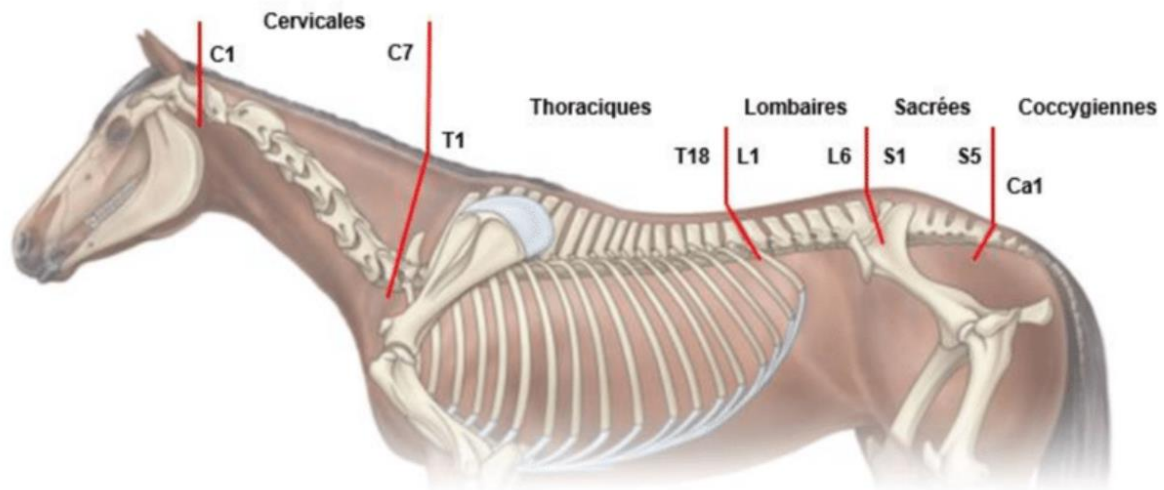


Figure 1 : Colonne vertébrale du cheval (J.-M. Denoix, Pailloux, et Lewis 2021)

Chaque vertèbre du cheval est surmontée d'un processus épineux dont la taille varie selon le type de vertèbres (Figure 2). C'est dans la zone des premières vertèbres thoraciques (région du garrot) que les processus épineux sont les plus longs.

Dans la Figure 2, nous nous intéressons surtout au processus épineux de la vertèbre (indiqué par la flèche rouge), les autres régions anatomiques décrites sur cette figure sont de moindre importance pour les travaux de cette thèse. L'objectif est de montrer la conformation générale d'une vertèbre et les grandes différences que l'on retrouve selon leur localisation pour comprendre, dans les chapitres suivants, le fonctionnement du dos.

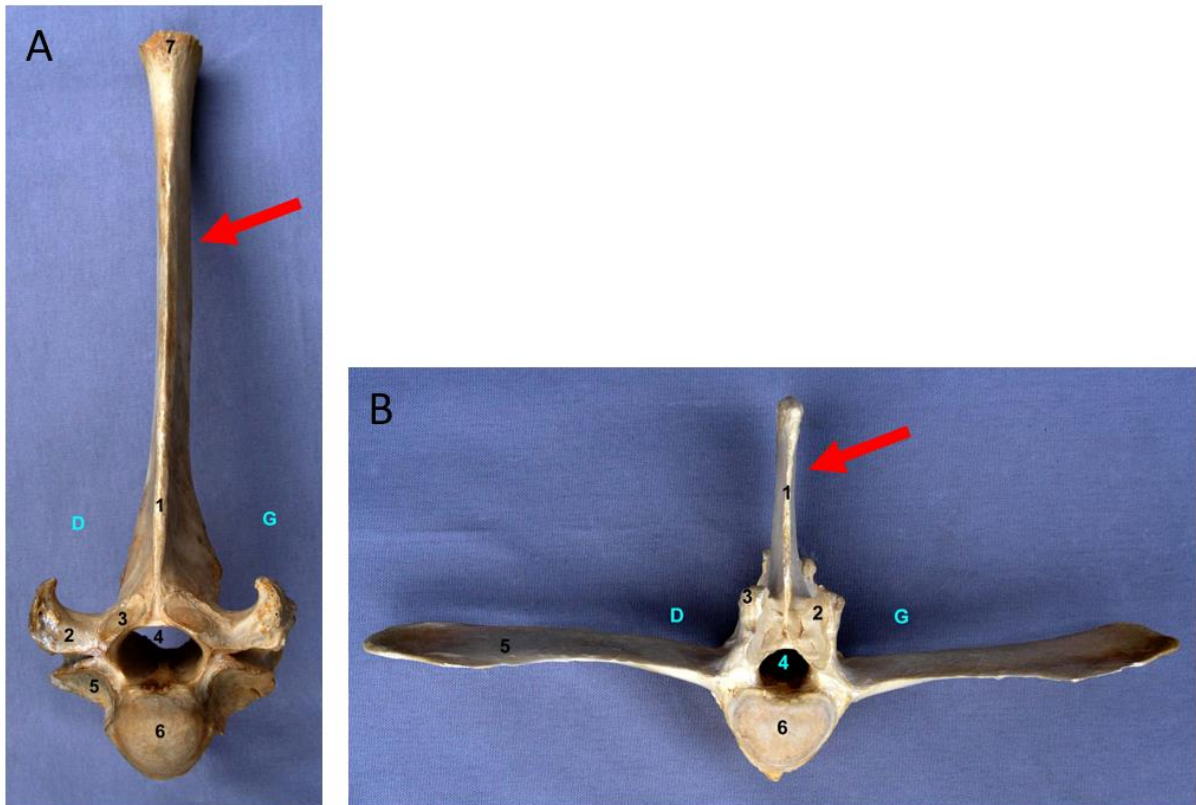


Figure 2 : Vue crâniale d'une vertèbre thoracique (A) et lombaire (B) de cheval. (Unité d'Anatomie de l'E.N.V.A. 2024). La flèche rouge indique le processus épineux de la vertèbre. Légende photo A : 1.Bord crânial du processus épineux, 2.Processus transverse, 3.Processus articulaire crânial, 4.Foramen vertébral, 5.Fossette articulaire, 6.Tête de la vertèbre, 7.Sommet du processus épineux. / Légende photo B : 1.Processus épineux, 2.Processus articulaire crânial, 3.Processus mamillaire, 4.Foramen vertébral, 5.Processus transverse, 6.Tête de la vertèbre

Système digestif

Le cheval est un herbivore monogastrique. La partie abdominale de l'appareil digestif est constituée de l'estomac, de l'intestin grêle, et du gros intestin. Dans le contexte de cette thèse, la particularité que nous souhaitons mettre en avant est le poids de cet ensemble. Le système digestif du cheval est très long et volumineux (25 à 35 mètres pour une capacité d'environ 200 litres) (Genoux, Doligez, et Le Masne 2022). La masse viscérale est essentiellement fixée au niveau de la région lombaire de la colonne vertébrale, et de par son poids tire la colonne vertébrale vers le bas. Cela joue donc un rôle dans le fonctionnement du dos du cheval (Burgaud et Genoux 2019).

Muscles & ligaments

Dans le système musculaire du dos du cheval, nous distinguons la chaîne ventrale et la chaîne dorsale (Figure 3) (Burgaud et Genoux 2019) :

La chaîne dorsale est composée de muscles extenseurs, situés au-dessus de la colonne vertébrale. Ils sont situés et répartis symétriquement à gauche et à droite de la colonne vertébrale.

La chaîne ventrale est composée de muscles fléchisseurs, situés au-dessous de la colonne vertébrale, en région cervicale et abdominale.

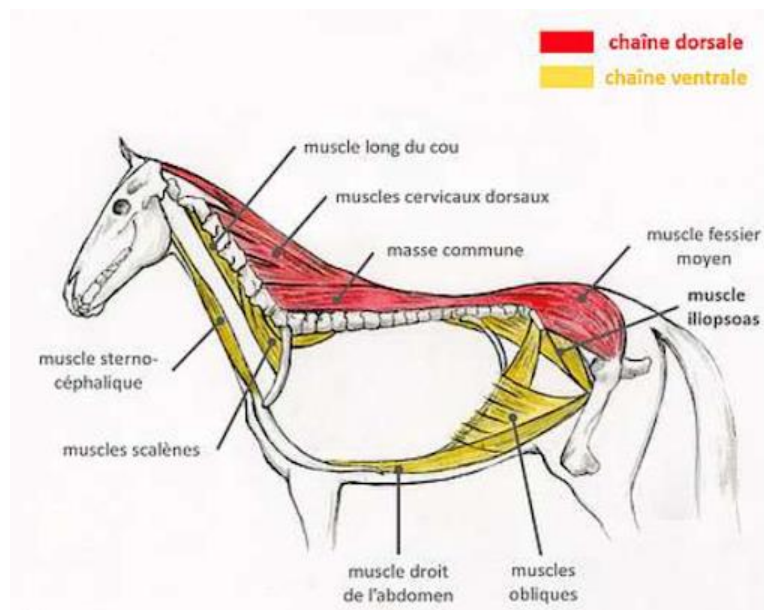


Figure 3 : Chaines musculaires dorsale et ventrale du cheval (Burgaud et Genoux 2019)

Les ligaments nuchal et supra épineux, placés au-dessus de la colonne vertébrale, s'insèrent sur les processus épineux de chacune des vertèbres cervicales (Figure 4) (Burgaud et Genoux 2019). Ils peuvent être imagés comme une corde qui relie la nuque aux vertèbres thoraciques et lombaires.

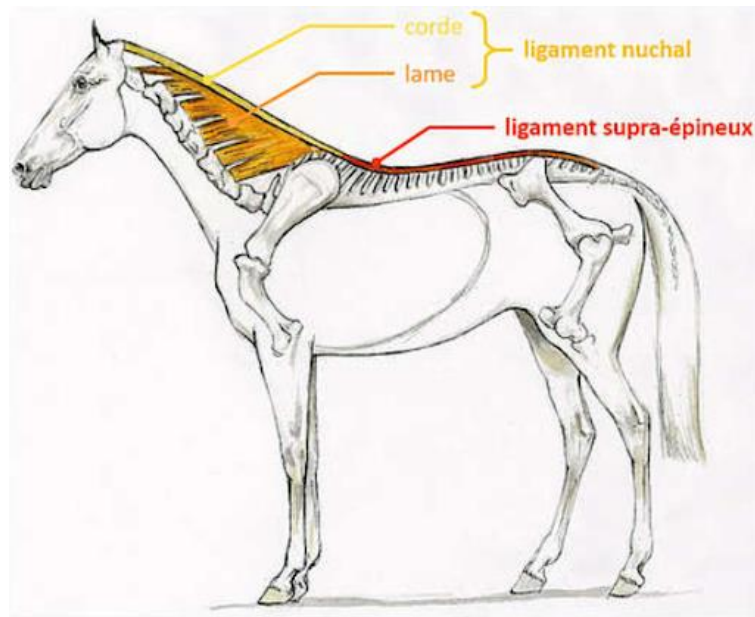


Figure 4 : Système ligamentaire du dos du cheval (Burgaud et Genoux 2019)

1.3.1.2. Membres

Décomposés en membres « thoraciques » (antérieurs) et membres « pelviens » (postérieurs), les quatre membres du cheval ont une anatomie distale similaire et se différencient en région proximale (Figure 5).

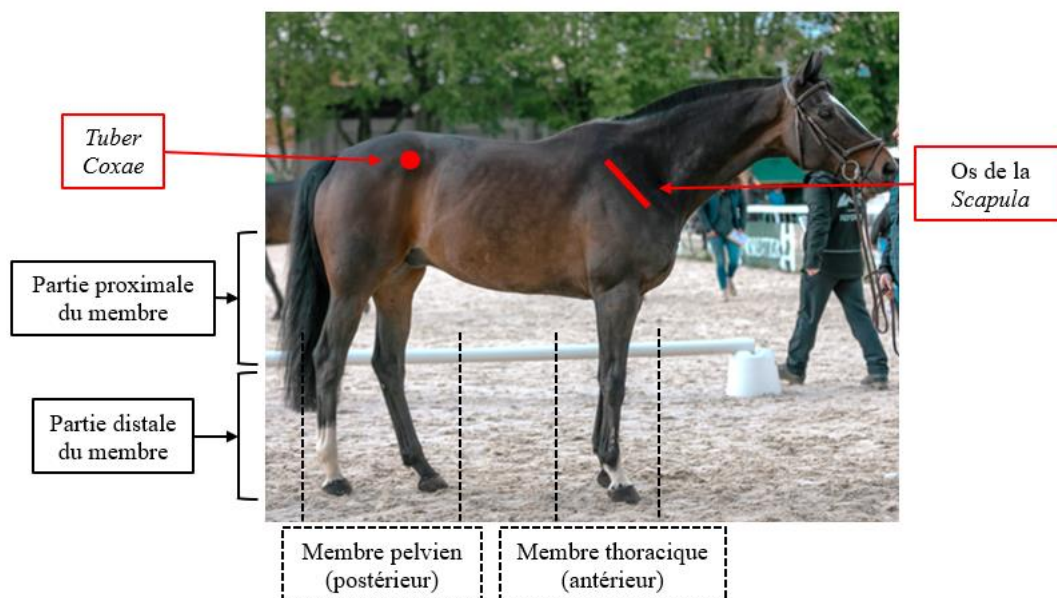


Figure 5 : Description des membres thoraciques et pelviens du cheval

La partie proximale du membre est composée de muscles puissants permettant les mouvements de protraction et de rétraction du membre (J. M. Denoix 2014), formant un mouvement pendulaire dans le plan sagittal, initié à partir de la *Scapula* pour le membre antérieur et à partir de l'os coxal pour le membre postérieur (W. Back et al. 1995a; 1995b). La protraction correspond au mouvement d'avancée du membre vers l'avant et la rétraction correspond au mouvement de recul du membre vers l'arrière (Willem Back et Clayton 2013).

Dans la partie distale, nous retrouvons un système complexe de tendons, d'os et articulations, assurant les rôles d'amortissement et de propulsion à chaque foulée (Figure 6 a & b, Figure 7).

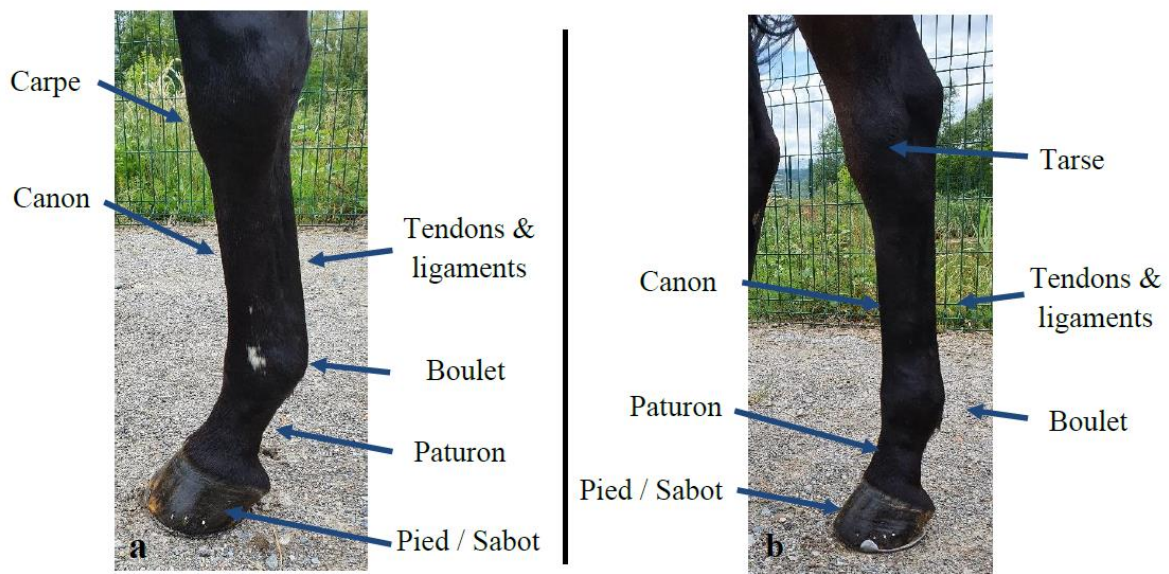


Figure 6 : Description de la partie distale des membres thoraciques et pelviens du cheval

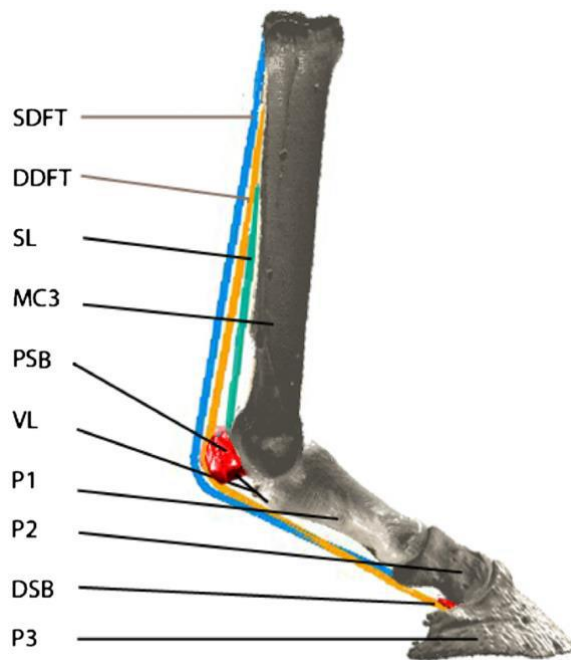


Figure 7 : Description de la partie distale du membre du cheval : os métacarpien III (MC3), phalanges proximale, moyenne, distale (respectivement P1, P2, P3), os sésamoïdes proximaux et distal (PSB, DSB), ligament virtuel simulant l'action des ligaments sésamoïdiens distaux (VL), tendon fléchisseur superficiel du doigt (SDFT), tendon fléchisseur profond du doigt (DDFT), ligament suspenseur (SL)

1.3.2. Anatomie fonctionnelle et locomotion du cheval

1.3.2.1. Allures

La connaissance du fonctionnement et des particularités des allures naturelles des chevaux permet de mieux comprendre la locomotion du cheval (Maurel et Grison 2011). Les allures principales et naturelles du cheval sont le pas, le trot et le galop (Figure 8).

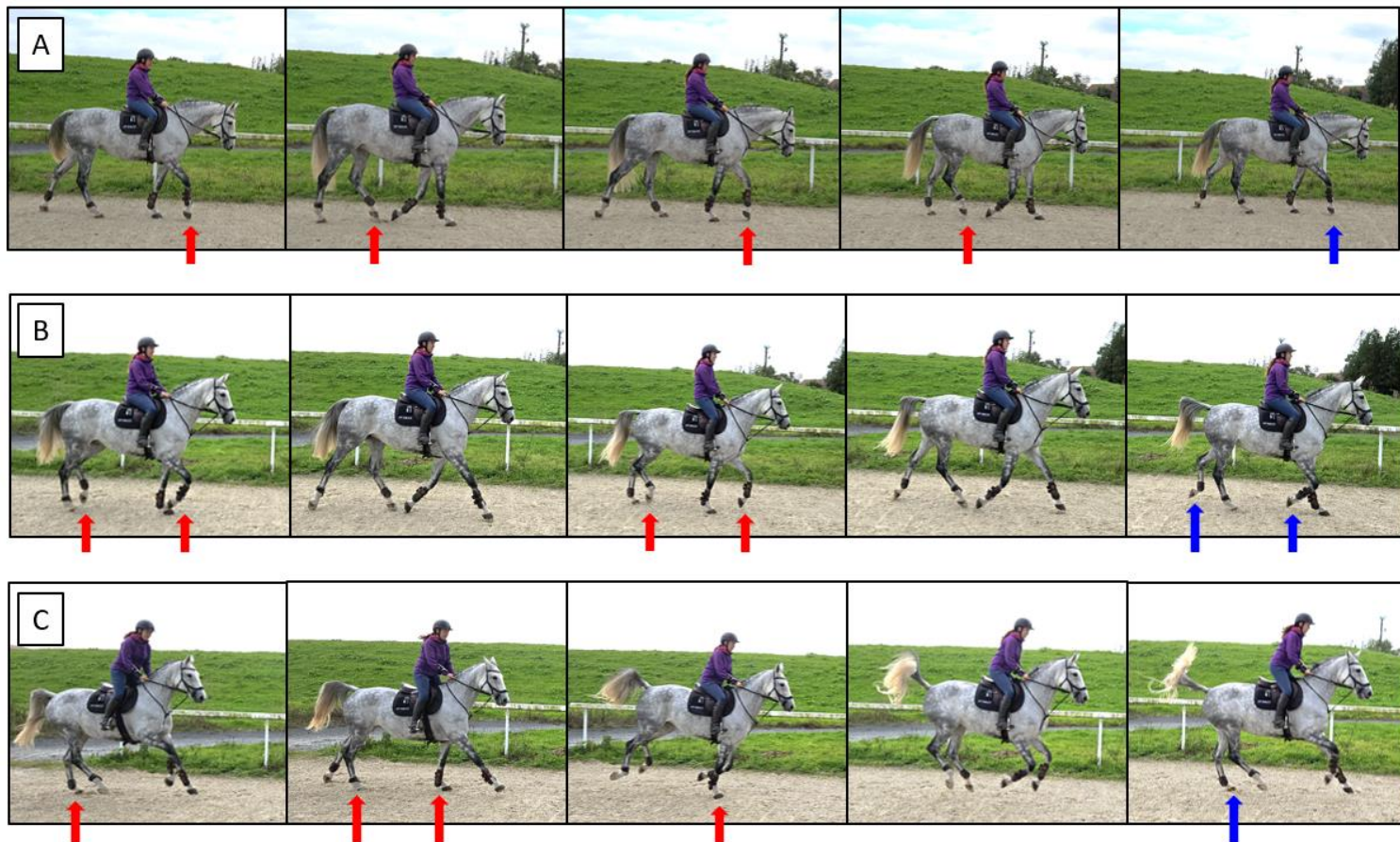


Figure 8 : Mécanisme d'avancer et de poser des membres au pas (A), trot (B) et galop à main gauche (C). Chaque mouvement est identifié par une flèche rouge. Les flèches bleues montrent le premier mouvement du membre de la foulée suivante

Chacune de ces trois allures possède un mécanisme d'avancée et de posé des membres différents :

Le pas (Figure 8, A) est une allure marchée et symétrique, à quatre temps égaux. Les quatre temps correspondent aux quatre battues des pieds sur le sol. Il s'agit de l'allure la plus lente (6 à 7 kilomètres par heure (km/h)).

Le trot (Figure 8, B) est une allure sautée, symétrique, à deux temps égaux. Les deux temps correspondent aux posés des bipèdes diagonaux (antérieur d'un côté et postérieur du côté opposé ; exemple : le posé du diagonal gauche correspond au posé simultané de l'antérieur gauche et du postérieur droit), chacun entrecoupé d'un temps de projection où aucun des pieds ne touche le sol. C'est l'allure intermédiaire du cheval, sa vitesse est d'environ 14 km/h.

Le galop (Figure 8, C) est l'allure la plus rapide, sa vitesse moyenne est d'environ 20 km/h, avec une vitesse de pointe pouvant aller jusqu'à 60km/h. C'est une allure sautée, basculée et

asymétrique, à trois temps suivis d'une phase de suspension. Elle est dite « asymétrique » car on distingue le galop « à main droite » et le galop « à main gauche », correspondant plus vulgairement au sens dans lequel le cheval tourne (bien que le cheval puisse bien sûr galoper en ligne droite). Le galop « à main droite » consiste à tourner dans le sens horaire et le galop « à main gauche » dans le sens anti-horaire. En fonction de ce sens, le mécanisme d'avancée des membres diffère, l'antérieur et l'épaule de la « main » correspondante avance plus loin que l'antérieur opposé. Elle est également dite « basculée », puisque le garrot et la croupe montent et descendent de façon alternative au cours de la foulée, formant de légères ondulations de la colonne vertébrale et un mouvement de bascule du corps du cheval.

1.3.2.2. Décomposition de la foulée

Pour chaque allure, les cycles de foulées sont composés d'une phase d'appui et d'une phase de soutien, pour chacun des membres (J. M. Denoix 2014). La phase d'appui correspond à la période où le pied est en contact avec le sol et la phase de soutien correspond à la phase aérienne du membre.

Au cours de la foulée, les tendons et ligaments de la partie distale du membre se comportent comme un système de ressorts (W. Back et al. 1995a). Ils assurent donc les fonctions principales de soutien du boulet pendant la phase d'appui, ainsi que de stockage et restitution de l'énergie emmagasinée lors de l'appui au cours de la propulsion (Crevier-Denoix et al. 2005).

Phase d'appui

La phase d'appui (Figure 9) démarre lorsque le pied est à plat sur le sol. L'impact du pied sur le sol et le phénomène de bascule du pied précèdent le moment où le pied est à plat sur le sol (Figure 9 – Photo n°3). C'est ce court instant que nous appellerons « Début d'appui » (ou « Foot-On », en anglais). Les chevaux peuvent avoir un mode d'attaque du pied sur le sol différent entre eux (Hagen et al. 2021).



Figure 9 : Décomposition de la phase d'appui, comprenant le Foot-on, l'appui (amortissement, soutènement et propulsion) et le Foot-off du membre antérieur, au pas

La suite de la phase d'appui se décompose en trois temps (J. M. Denoix 2014) :

Il y a d'abord un temps d'amortissement (Figure 9 – Photo n°4 à 6), suivant le début d'appui, qui est caractérisé par une contraction excentrique des groupes musculaires, permettant une absorption des chocs et contrôlant ainsi la fermeture des angles articulaires sous le poids du corps du cheval. Pendant la première partie de l'appui, sous le poids du cheval, l'articulation du boulet (aussi appelée « articulation métacarpo-phalangienne ») est en extension (Figure 10) et atteindra son extension maximale (Figure 10 – Photo n°5) au moment du temps de soutènement. Le tendon fléchisseur superficiel du doigt, le tendon fléchisseur profond du doigt et le ligament suspenseur contribuent à la stabilité de l'articulation métacarpo-phalangienne et limitent une extension excessive de cette articulation.

Le soutènement (Figure 9 – Photo n°7), est le deuxième temps de la phase d'appui, il marque le passage du temps d'amortissement au temps de propulsion.

Le temps de propulsion (Figure 9 – Photo n°8 à 11) est le troisième et dernier temps de la phase d'appui. Il est caractérisé par une restitution de l'énergie mécanique stockée dans les tendons et ligaments et à une contraction concentrique des groupes musculaires provoquant l'ouverture des articulations des membres pour propulser le cheval vers l'avant. La remontée du boulet est faite par l'action des muscles fléchisseurs du doigt, entraînant le décollement du talon et le levé du pied (Hodson, Clayton, et Lanovaz 2000).

Le décollement du talon marque la fin d'appui (« Heel-off » ou « Foot-off » en anglais) (Figure 9 – Photo n°12 et 13).

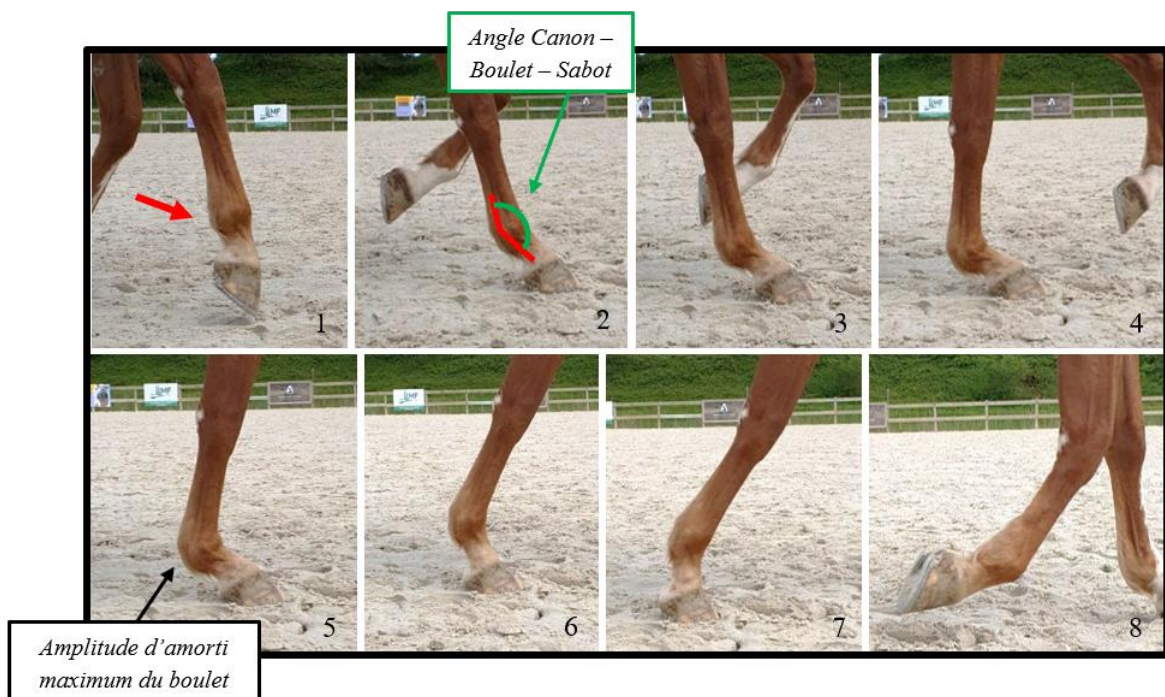


Figure 10 : Représentation de l'amorti du boulet de l'antérieur droit du cheval au galop.

Phase de soutien

La phase de soutien est aussi composée de trois temps (J. M. Denoix 2014). Le premier est le temps de « ramener » qui consiste à ramener le membre sous la masse du cheval par la flexion des articulations.

Le deuxième temps est le temps de suspension, au cours duquel toutes les articulations sont fléchies, donnant ensuite lieu au temps de protraction.

Lors du temps de protraction du membre (ou « embrassée du terrain »), l'ensemble du membre est entraîné dans un mouvement de balancier ample vers l'avant. La taille de la foulée est donc aussi dépendante de l'ouverture des angles articulaires. Ce dernier temps de la phase de soutien

prend fin au moment de l'impact du pied sur le sol, laissant place à la foulée suivante et donc à une nouvelle phase d'appui.

1.3.2.3. Mouvements du dos

La biomécanique du dos est très complexe, on distingue trois types de mouvements : les mouvements de latéroflexion, les mouvements de rotation axiale et les mouvements de flexion/extension (Figure 11) (J. M. Denoix 2014). Les mouvements de latéroflexion et de rotation axiale sont des mouvements de faible amplitude alors que les mouvements de flexion/extension sont des mouvements de plus grande amplitude.

Dans les chapitres suivants, c'est principalement le mouvement de flexion/extension qui sera étudié. Ce mouvement sera donc volontairement plus détaillé que les deux autres dans cette partie.

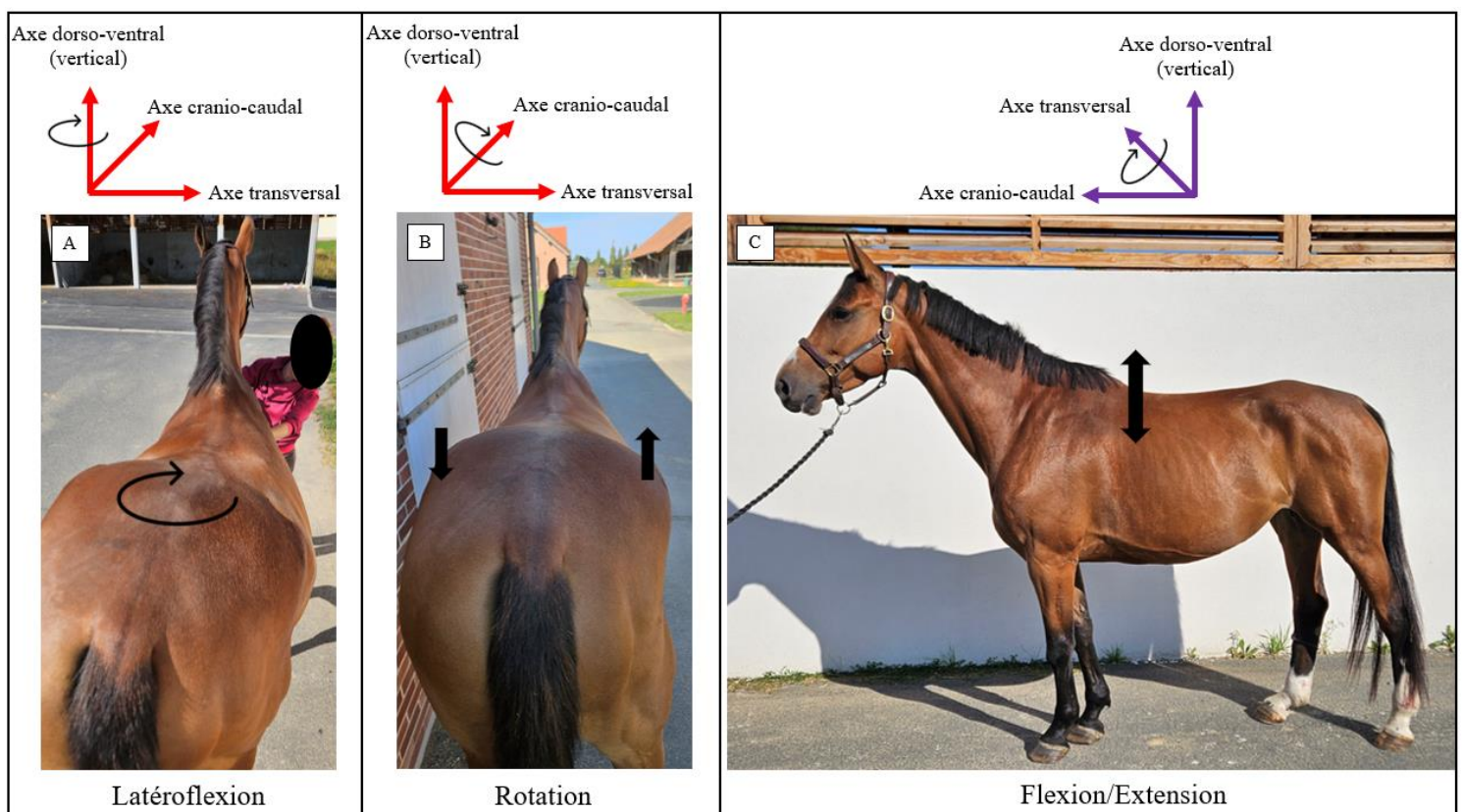


Figure 11 : Illustration des mouvements de latéroflexion (A), de rotation axiale (B) et de flexion/extension (C) du dos du cheval

Latéroflexion

La latéroflexion (ou « inflexion latérale ») est définie comme un mouvement d'incurvation dans le plan horizontal. C'est la contraction concentrique unilatérale (d'un seul côté) des muscles du tronc qui sert à incurver la colonne vertébrale du côté correspondant.

Rotation axiale

Dans ce type de mouvement, la colonne vertébrale subit une torsion dans le plan transversal. En d'autres termes, il s'agit un mouvement de rotation de la colonne vertébrale vers la gauche ou vers la droite. Il est souvent associé à un mouvement de latéroflexion, car ces deux mouvements sont très difficilement dissociables. Les mouvements peuvent être « actifs » (volontaires) avec une contraction concentrique des muscles rotateurs ou « passifs », dû à l'appui des membres par exemple, avec une contraction excentrique des muscles rotateurs.

Flexion/Extension

La flexion/extension correspond à des mouvements de rotation autour de l'axe transversal. Dû à la conformation des dernières vertèbres thoraciques, le point le plus mobile de la région thoraco-lombaire se situe au niveau de la jonction thoraco-lombaire, c'est-à-dire entre la vertèbre T18 et la vertèbre L1 (Willem Back et Clayton 2013).

Au trot, les mouvements de flexion/extension sont passifs et essentiellement dus à l'inertie de la masse viscérale du cheval. Ces mouvements sont contrôlés par deux groupes musculaires antagonistes : les muscles fléchisseurs et les muscles extenseurs. Ils agissent simultanément au cours de la locomotion, notamment pour soutenir cette masse et ainsi équilibrer les contraintes appliquées autour de la colonne vertébrale (J. M. Denoix 2014).

La contraction de la chaîne ventrale (muscles fléchisseurs/abdominaux) permet la flexion de la colonne vertébrale (Figure 12, A), vulgarisée par le terme « dos rond ». Elle implique la mise en tension des ligaments nuchal et supra épineux ainsi que l'écartement des processus épineux des vertèbres. Ce phénomène rend le dos du cheval plus solide et l'aide à mieux supporter le poids du cavalier appliqué sur celui-ci. La contraction de la chaîne ventrale permet alors au cheval de basculer son bassin et de faciliter les temps de ramener et de suspension de la phase de soutien de la foulée. La flexion maximum est atteinte au temps de suspension, lors de la phase de soutien du membre.

Puis, la contraction des muscles de la chaîne dorsale (muscles extenseurs) permet ensuite l'extension de la colonne vertébrale (Figure 12, B), vulgarisée par le terme « dos creux ». Elle implique le relâchement des ligaments nuchal et supra épineux ainsi que le rapprochement des

processus épineux des vertèbres. Le mouvement d'extension a lieu pendant les temps de protraction de la phase de soutien, ainsi que les trois temps de la phase d'appui et permet au cheval d'avoir une amplitude de foulée la plus longue possible. L'extension maximum de la colonne vertébrale est atteinte au temps de soutènement de la phase d'appui du membre, donc lorsque l'extension maximale du boulet est également atteinte.

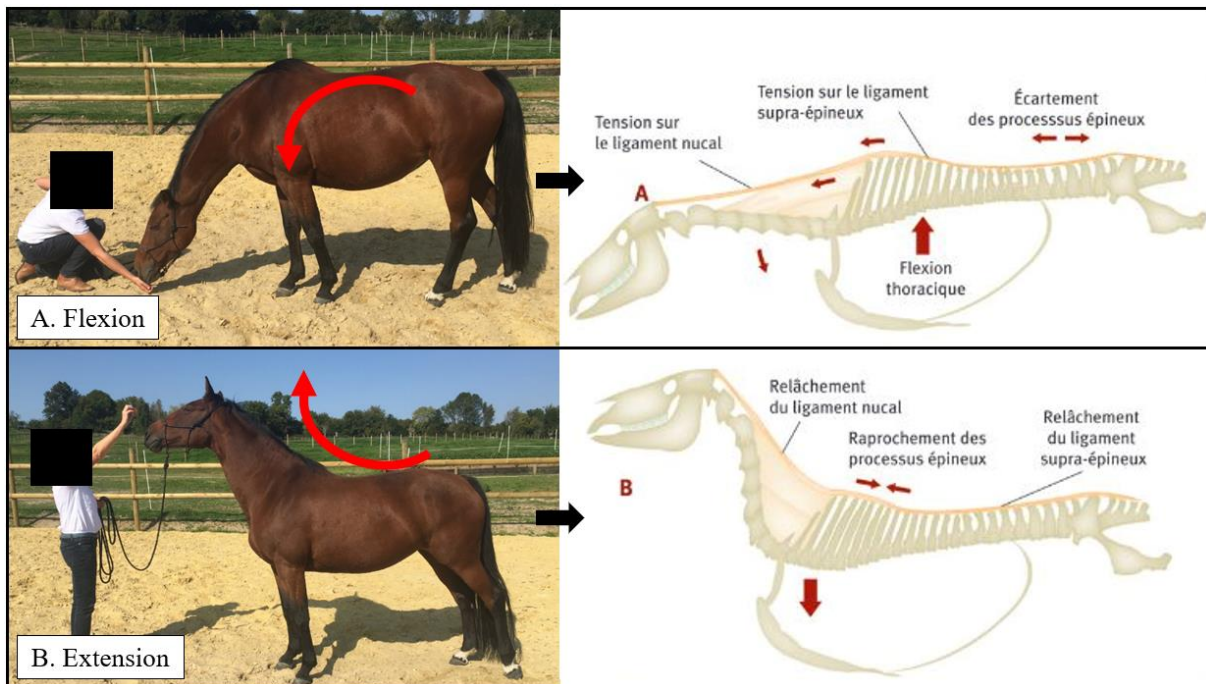


Figure 12 : Schéma du mouvement de la flexion(A) et de l'extension(B) du dos du cheval en mouvement (J.-M. Denoix et Pailloux 1997) – Photos: <http://hippup.fr/category/blog/biomecanique/>

Pour illustrer ces explications, la Figure 13 décompose une foulée de trot, mettant en avant les phases de la foulée, le moment d'extension maximum du boulet ainsi que le mouvement de flexion/extension du dos.

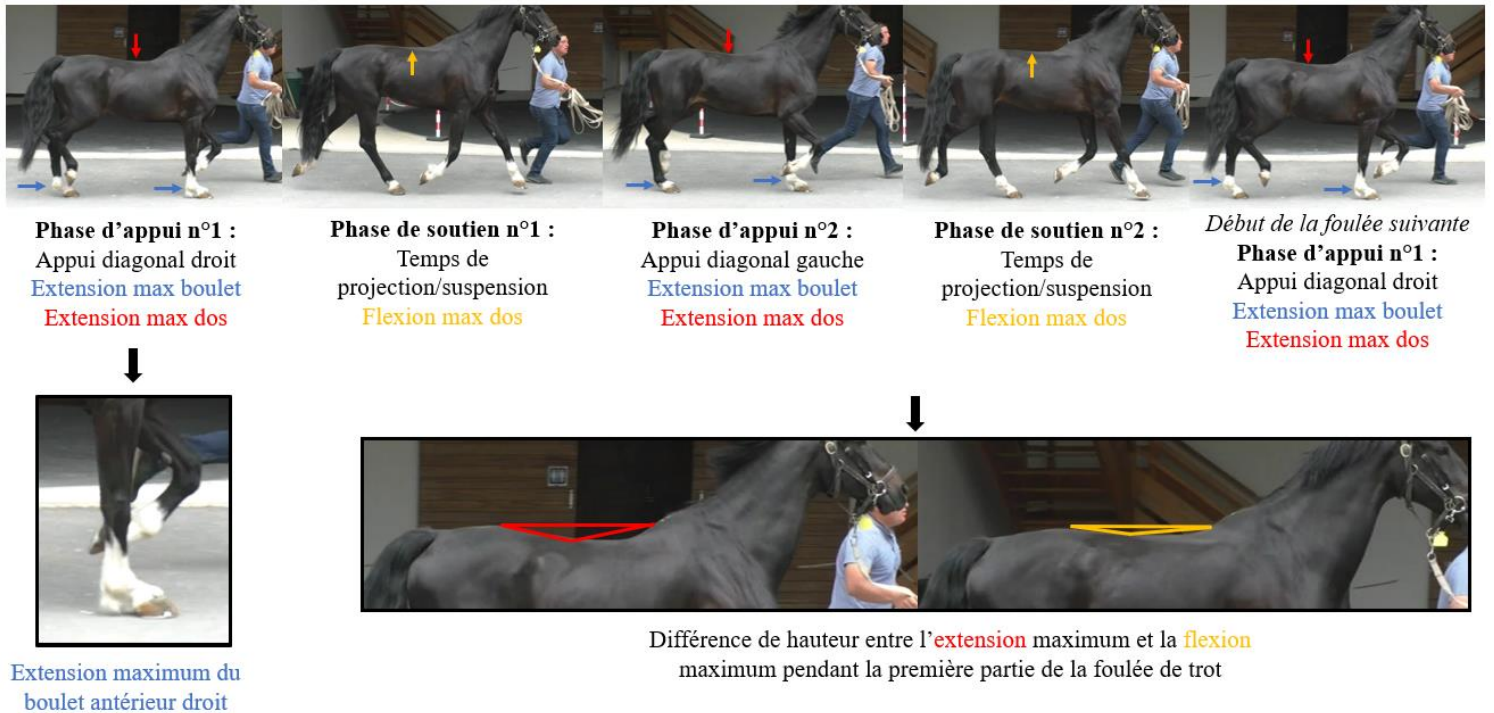


Figure 13 : Décomposition d'une foulée de trot et des évènements de la locomotion qui accompagnent chaque phase de la foulée

Selon les allures, nous retrouvons ces trois types de mouvements de façon plus ou moins marquée (Burgaud et Genoux 2019). Au pas, nous retrouvons les trois types de mouvements, c'est une allure qui permet notamment au cheval de gagner en proprioception. Cette allure est donc très bénéfique.

Le trot, étant une allure « sautée » mais pas « basculée » (à la différence du galop), la masse viscérale rebondit beaucoup, à chaque temps de suspension de chaque foulée. Cela implique de grands mouvements passifs de flexion/extension, dus à l'inertie de cette masse. Cette allure demande que les chaînes musculaires ventrale et dorsale se contractent simultanément pour que le cheval garde un dos gainé.

Au galop, la présence d'un temps de « bascule » présent à chaque foulée implique beaucoup plus d'activité musculaire au niveau du dos (chaînes musculaires ventrale et dorsale). Les mouvements sont donc moins subis qu'au trot.

Ainsi, pour les chevaux ayant des pathologies dorsales, le pas et le galop sont de meilleures allures que le trot, qui impose de fortes contraintes mécaniques.

Les mouvements du dos sont fondamentaux dans le fonctionnement biomécanique du cheval. Dans les entraînements des chevaux, les cavaliers cherchent à avoir des chevaux avec des ports

de tête plutôt bas, permettant de mettre en tension les muscles et ligaments du tronc, et que les chaînes musculaires dorso-ventrales travaillent en parallèle pour ne pas gêner le cheval par leur poids et que l'entraînement de celui-ci soit complet.

1.3.2.4. Anomalies de la locomotion

Un entraînement non adapté au cheval ou un surentraînement peut être responsable de nombreuses lésions qui se manifestent généralement sous forme de boiterie.

Etant multiples, nous ne listerons pas les différents types de lésions et leurs origines. Nous aborderons uniquement les méthodes de diagnostic précoce et de prévention de ces affections locomotrices, ainsi que les conséquences qu'elles peuvent avoir sur la locomotion du cheval de sport.

Que la lésion soit tendineuse ou osseuse, elle peut générer une douleur chez le cheval et donc une baisse de performance. Ces troubles fonctionnels ou structurels de l'appareil locomoteur provoquent des anomalies de la locomotion, appelées « boiterie » (Weeren et al. 2017). En effet, pour limiter les contraintes appliquées sur la zone lésée et réduire la sensation de douleur, le cheval va modifier sa locomotion.

Anomalies de locomotion du tronc

En cas de lésion localisée sur l'un des membres du cheval, qu'elle soit tendineuse ou osseuse, le mouvement du tronc est modifié. On observe une asymétrie des mouvements de la tête et du pelvis entre les appuis gauches et droits, respectivement pour les boiteries des membres antérieurs et postérieurs (Ross et Dyson 2011).

En cas de lésion localisée sur la région axiale (colonne vertébrale), une diminution de l'amplitude de mouvement du dos est observée. La région thoraco-lombaire paraît plus rigide (Willem Back et Clayton 2013). Des études ont également montré qu'une douleur dorsale pouvait être responsable d'une modification de la taille de foulée, des temps de foulée, temps d'appui et temps de soutien (Jeffcott et al. 1982; Sukovaty et al. 2019).

Anomalies de locomotion des membres

L'observation des mouvements des membres peut également permettre de détecter une anomalie de la locomotion.

Lors de la phase d'appui d'un membre lésé (mise en charge du membre), l'extension du boulet devient moins marquée par rapport à celle des autres membres, traduisant une réduction de la charge appliquée sur le membre douloureux (Willem Back et Clayton 2013).

Une lésion axiale ou une lésion d'un membre peut provoquer, dans certains cas, une réduction d'amplitude vers l'avant lors du temps de protraction du membre (défaut d'amplitude de protraction) ou vers l'arrière lors du temps de propulsion du membre (défaut d'amplitude de rétraction) (Ross et Dyson 2011).

Enfin, les phases de soutien et d'appui de la foulée peuvent être modifiées en cas de douleur. Back et Clayton (2013) ont notamment montré une asymétrie entre les deux temps de suspension de la foulée, au trot, lorsque le membre douloureux est un antérieur. Cette différence s'explique par une différence de force de propulsion entre le membre lésé et le membre sain.

1.3.3. Quantification de la charge de travail et détection précoce de la fatigue chez le cheval de sport

Les cavaliers sont en charge de définir le programme d'entraînement de leurs chevaux, sous les conseils de leur vétérinaire. L'objectif principal visé en compétition est la performance du cheval, dans le respect de l'éthique et du bien-être de l'animal. L'enjeu est donc d'être capable de lier ces deux points, c'est-à-dire atteindre une performance maximale sans dégrader le bien-être du cheval. Pour y parvenir, les cavaliers mettent en place des entraînements adaptés et personnalisés à chaque cheval et les chevaux sont suivis par des vétérinaires.

Les limites de cette méthode restent d'abord que les programmes d'entraînement sont basés sur les expériences et observations du cavalier et du vétérinaire, et également que de nombreux examens de santé dépendent beaucoup de la perception de l'œil humain. Plusieurs études ont prouvé que l'œil humain n'était pas capable de percevoir des asymétries de locomotion inférieures à 25% (Sandra D Starke et al. 2021; Sandra Dorothee Starke et Oosterlinck 2019). Les signes avant-coureurs de l'apparition d'une lésion sont souvent manqués et les lésions peuvent être diagnostiquées trop tardivement. L'enjeu pour l'avenir serait donc d'être capable de détecter précocement les premiers signes d'un surentraînement et/ou de fatigue pour éviter des conséquences irréversibles. C'est l'un des objectifs du projet CAPT-ESE.

1.3.3.1. Définitions, signes et conséquences de la fatigue

Dans le domaine sportif, la fatigue correspond à l'altération de la capacité à générer une force ou une puissance suite à un exercice, et dont la cause peut être centrale et/ou périphérique (Louis et Brisswalter 2013). Ce sont les origines des signes qui définissent la fatigue centrale ou périphérique.

Les origines biochimiques de l'apparition de ces signes de fatigue (Figure 14) correspondent à la fatigue « périphérique ». Pour fonctionner, le corps a besoin d'énergie (Polar 2024). L'ATP (adénosine triphosphate) est la molécule porteuse d'énergie indispensable à tous les organismes vivants.

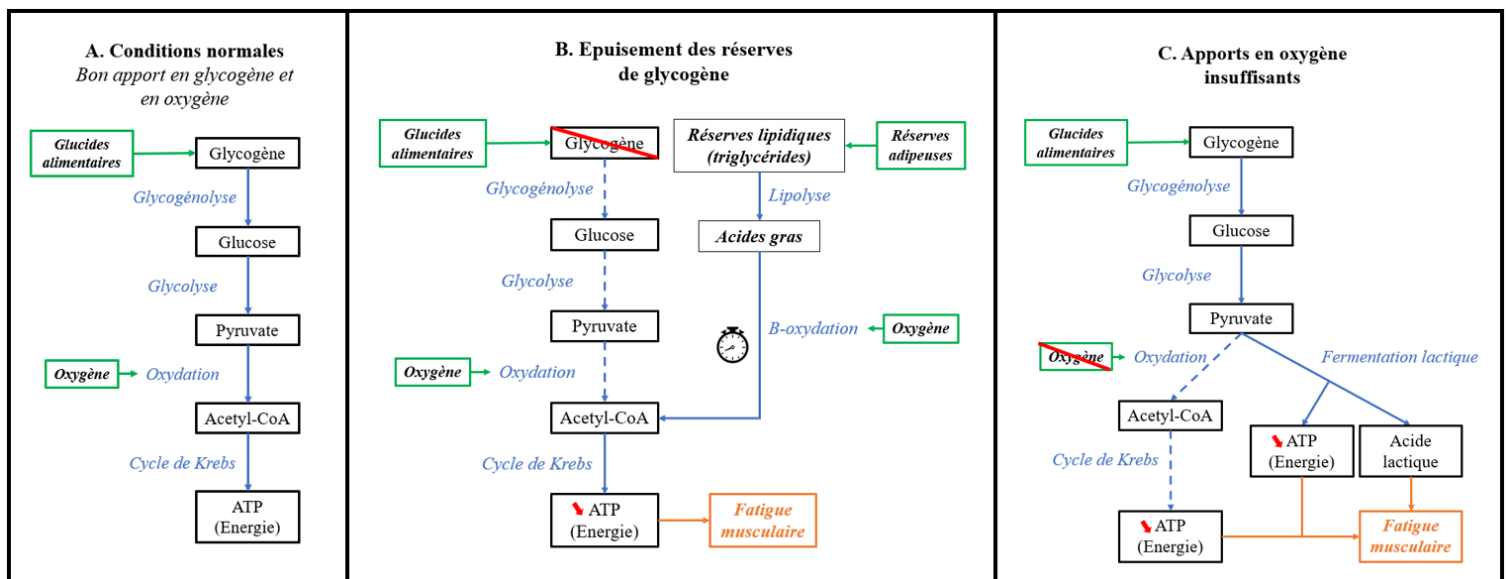


Figure 14 : Schéma simplifié de la production d'ATP (adénosine triphosphate) dans le corps (A) et adaptations en cas d'épuisement des réserves en glycogène (B) ou d'apports en oxygène insuffisants (C) [schéma personnel]

Dans des conditions normales, l'énergie nécessaire à un exercice sportif est issue de la dégradation du glucose, initialement apporté par la nutrition (glucides alimentaires). L'énergie est produite par l'intermédiaire de différents processus biochimiques. De manière simplifiée, les processus biochimiques sont les suivants (Figure 14, A) :

- La glycogénolyse transforme le glycogène, issu des apports en glucides alimentaires, en glucose.
- Le glucose est ensuite transformé en pyruvate par l'intermédiaire de la glycolyse.
- Les apports en oxygène permettent ensuite de transformer le pyruvate en Acétyl-coenzyme A (Acétyl-CoA), par une réaction d'oxydation.

- Enfin, l'Acétyl-CoA entre dans le cycle de Krebs pour fournir de l'ATP (énergie) aux muscles et ainsi leur permettre de fonctionner correctement.

Tant que l'exercice reste modéré, les réserves de glycogène et les apports en oxygène restent suffisants pour assurer la synthèse d'ATP. En revanche, si les apports viennent à manquer dans l'une de ces réactions, des adaptations sont mises en place.

L'épuisement des réserves de glycogène force le métabolisme à utiliser les triglycérides présents dans les réserves adipeuses du corps, qui sont ensuite transformés en acides gras par une réaction de lipolyse. Les apports en oxygène permettent ensuite de transformer les acides gras en Acétyl-CoA, par l'intermédiaire d'une β -oxydation, pour produire ensuite de l'énergie (Coyle 1995). Ce processus est plus lent, impliquant une baisse de la production d'énergie et donc l'apparition de la fatigue (Figure 14, B).

L'augmentation de l'intensité de l'effort demande des apports plus importants en oxygène. Si les apports en oxygène deviennent insuffisants, on note le passage en anaérobie. Le processus de fermentation lactique prend alors le relais pour produire de l'ATP à partir du pyruvate. Le résultat de cette fermentation lactique produit moins d'ATP et conduit à la production de déchets, appelés « acide lactique » (Figure 14, C). La production d'énergie est donc à nouveau réduite. L'accumulation d'acide lactique dans les muscles peut être à l'origine de douleurs ou de crampes musculaires, étant eux-mêmes des signes de fatigue.

Enfin, les minéraux, tels que le calcium, le potassium et le magnésium, participent également à la contraction musculaire, à l'hydratation ou encore au transport du message nerveux entre le cerveau et les muscles. La perturbation des concentrations en minéraux dans le corps, notamment par la transpiration, nuit aux contractions musculaires ainsi qu'à la communication entre les neurones et les fibres musculaires.

Ces modifications biochimiques du corps impliquent une fatigue des systèmes nerveux et musculaire, appelée fatigue « centrale ». Physiquement, elle se traduit par une diminution de la capacité de coordination des mouvements, un affaiblissement des capacités à analyser les sensations, l'apparition de troubles de l'attention et de la concentration, une baisse de la motivation et du plaisir et un allongement du temps de réaction des réflexes (VIDAL 2023).

1.3.3.2. Quantification de la charge d'entraînement du cheval et détection de la fatigue

Pour éviter de laisser s'installer la fatigue, il est indispensable de quantifier la charge de travail (ou charge d'entraînement) du cheval au cours de ses séances d'entraînement. Le cavalier sera alors capable d'objectiver la charge d'entraînement (cumulée) de son cheval au cours d'une saison ou de la préparation d'une échéance de compétition par exemple.

Chez les athlètes humains, le niveau de fatigue s'exprime souvent sur la base d'une échelle de fatigue, appelée « Echelle RPE » (Rate of Perceived Exertion), graduant le taux d'effort perçu par l'athlète (Ritchie 2012). Elle est d'ailleurs utilisée comme un retour d'informations fiable pour gérer l'intensité de l'exercice et évaluer la fatigue. Dans notre contexte, ce type de méthodes n'est pas transposable aux chevaux, qui ne peuvent pas exprimer leur perception de l'effort.

La mesure de l'accumulation de lactate dans le sang pendant l'exercice a également été utilisée pour évaluer la fatigue chez les athlètes humains (Theofilidis et al. 2018). Bien que sa mesure soit invasive, l'évolution de la lactatémie peut également être surveillée chez les chevaux et offre des indications sur la fatigue musculaire (Assenza et al. 2014).

On différencie les entraînements aérobie et anaérobie. L'entraînement aérobie correspond à un exercice peu intense, pouvant être réalisé pendant une période prolongée. L'entraînement anaérobie correspond à une intensité élevée, ne pouvant être soutenue que pendant de courtes périodes d'exercices. Comme évoqué dans la partie précédente, l'augmentation de l'intensité d'un exercice marque le passage en anaérobie, à partir du moment où l'exercice cause un manque d'oxygène dans le corps. Le passage en anaérobie implique une accumulation des lactates dans les muscles. Ainsi le dosage de la lactémie est un indicateur de la fatigue musculaire au cours de la séance d'entraînement.

Chez le cheval, d'autres paramètres physiologiques ou locomoteurs peuvent également être étudiés pour quantifier la charge de travail et son niveau de fatigue.

La fréquence cardiaque est un très bon indicateur de la condition physique. Certains vétérinaires, comme le Dr Vet. Emmanuelle van Erck, vétérinaire spécialisée en médecine interne sportive, admettent largement qu'un cardiofréquencemètre permettrait de détecter des signes de douleur, de stress ou une dégradation des paramètres de récupération, par le biais d'une modification de la fréquence cardiaque. Il s'agit d'un des signes pouvant prévenir d'une lésion, auquel le vétérinaire doit être attentif. En revanche, Szabó et al. (2021) ont montré que,

utilisée seule, la fréquence cardiaque n'était pas toujours suffisante pour quantifier les différences de charge de travail entre différents entraînements (Szabó, Vizesi, et Vincze 2021).

Des paramètres liant la lactatémie, la fréquence cardiaque et la vitesse ont été développés comme indicateurs de performance chez le cheval (Merli et al. 2022) :

- La VL4 est l'indice le plus utilisé en physiologie de l'effort. Il correspond à la vitesse pour laquelle la lactatémie est égale à 4 mmol/l, équivalent au seuil de passage en anaérobie.
- La V180 est la vitesse pour laquelle la fréquence cardiaque est égale à 180 bpm.
- La FC4 est la fréquence cardiaque pour laquelle la lactatémie est égale à 4 mmol/l.

D'autres études, moins invasives, se sont intéressées à la stratégie de locomotion adoptée par les chevaux lorsque la fatigue s'accumule. Des études ont remarqué une diminution de la fréquence de foulée, de la durée de foulée, de la durée d'appuis et/ou de la longueur de foulée, mais également une diminution de la vitesse, une augmentation des mouvements verticaux de la tête ainsi que l'apparition d'une différence de longueur de foulées entre les membres antérieurs et postérieurs (Takahashi et al. 2021; Darbandi et al. 2023). Les résultats de ces études concordent d'ailleurs avec ceux d'études effectuées sur tapis roulant (Pugliese et al. 2020; Colborne, Birtles, et Cacchione 2001). Une autre étude a aussi montré que l'extension maximum du boulet augmente avec la fatigue (Pugliese et al. 2020), impliquant des contraintes plus élevées sur le système tendineux de la partie distale du membre et augmentant drastiquement le risque de lésions graves de l'appareil locomoteur. Ces adaptations de stratégie locomotrices diminuent la qualité des gestes. La dégradation soudaine et/ou progressive d'un des paramètres locomoteurs peut donc être un signe de fatigue et/ou de surentraînement. Cela pourrait ainsi être un autre indicateur pertinent de fatigue chez le cheval.

Enfin, l'utilisation de modèles d'apprentissage machine (« Machine Learning ») est de plus en plus fréquente pour évaluer les différents aspects de la santé et de la condition physique des chevaux. Des modèles utilisant les paramètres spatio-temporels des membres et du tronc ont été conçus pour détecter l'apparition de la fatigue au cours de l'entraînement (Darbandi et al. 2023) ou pour estimer le taux de lactates dans le sang (Darbandi, Munsters, et Havinga 2024).

Ces études mettent en évidence les paramètres à monitorer pour réaliser le suivi de santé des chevaux de sport. Des dispositifs connectés voient actuellement le jour dans le domaine de

l'équitation (Sangle iPULSE® par CWD & ARIONEO, Equimètre® par ARIONEO, CEEFIT® Pulse & ECG par Seaver, Capteur Motion® par Equisense) mais ne permettent pas de répondre au besoin d'informations précoces sur l'état de fatigue globale du cheval à partir de données biomécaniques et physiologiques, en étant directement intégrés dans le harnachement du cheval.

1.3.4. Méthodes d'analyses physiologiques et biomécaniques du cheval

Pour développer un outil complet de suivi de santé et des entraînements du cheval, il est nécessaire d'étudier la physiologie et la locomotion du cheval. Nombreux sont les outils qui évaluent des paramètres de la locomotion et de la santé du cheval.

Dans cette partie, nous nous intéresserons uniquement aux outils qui nous concernent dans le cadre ce projet.

1.3.4.1. Physiologie

Parmi les outils physiologiques, nous retrouvons d'abord l'analyse de la lactatémie sanguine, qui est beaucoup utilisée comme gold standard dans les études de médecine sportive.

La fréquence cardiaque est un très bon indicateur de la charge d'entraînement, de la fatigue et des capacités de récupération. Le cardiofréquencemètre est donc un outil essentiel pour notre projet. Ce sont les deux outils que nous détaillerons dans cette partie.

Analyse de la lactatémie

Sur la base d'entraînements à intensité progressive (« tests d'effort »), les vétérinaires réalisent des prises de sang à différents moments de l'entraînement. Pour chaque prise de sang, le taux de lactates est dosé. Le dosage de la lactatémie sanguine peut être réalisé à partir d'un lactomètre, mais notre expérience personnelle a montré une grande variabilité dans les mesures de celui-ci, par comparaison avec les mêmes analyses réalisées en laboratoire. L'autre méthode utilisée pour doser les lactates est donc l'analyse en laboratoire, certes plus couteuse mais assurément plus reproductible. Les résultats permettent de dessiner un graphique d'évolution de la lactatémie en fonction du temps (Figure 15) renseignant sur le niveau de fatigue musculaire du cheval et ses capacités de récupération.

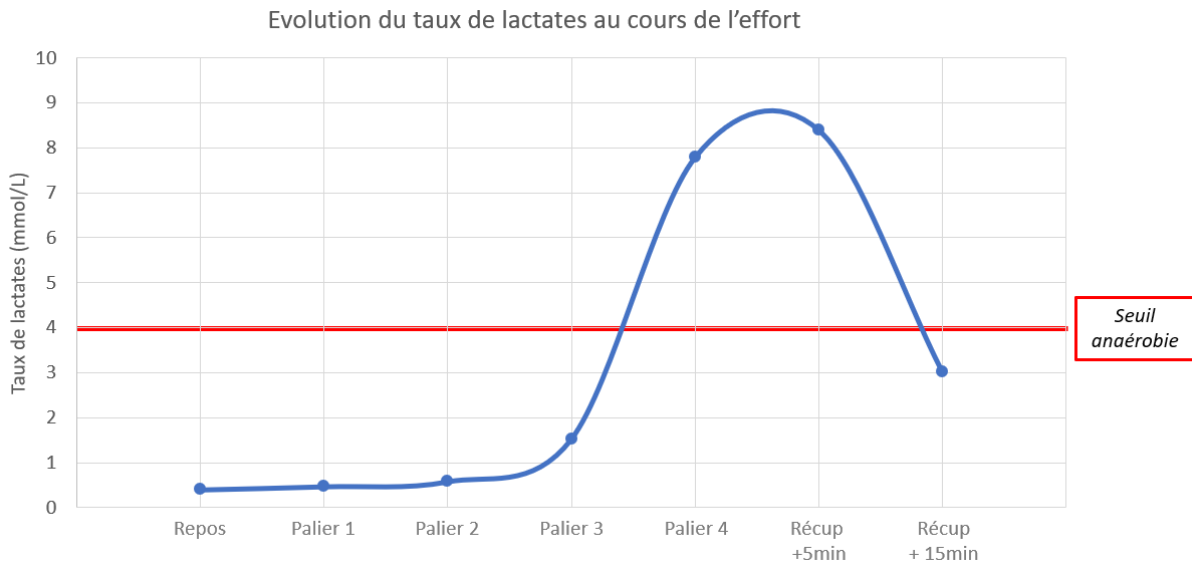


Figure 15 : Exemple d'un entraînement à intensité progressive avec prise de sang et dosage du taux de lactates, chez le cheval [Graphique issu de données du projet CAPT-ESE]

Chez le cheval, le seuil anaérobie est fixé à 4mmol de lactates par litre de sang (Barrey et Demonceau 1990). La Figure 15 montre l'évolution du taux de lactate au cours d'un entraînement à intensité progressive par palier, avec prise de sang pour dosage du taux de lactates avant l'effort, entre chaque palier ainsi que jusqu'à 15min après l'effort. La lactatémie reste stable et inférieure à 1mmol/L jusqu'au palier d'effort n°2 et augmente de façon exponentielle à partir du palier d'effort n°3. Elle dépasse le seuil de 4mmol/L entre le palier d'effort n°3 et 4, provoquant ainsi le passage en anaérobie, et atteint un taux maximum de 9mmol/L à la fin de l'effort. La diminution de l'intensité de l'effort, après le palier d'effort n°4 et pendant la période de récupération, va permettre au cheval de revenir en aérobie après environ 15min de récupération.

Cardiofréquencemètre

Différents cardiofréquencemètres sont disponibles aujourd'hui sur le marché. Ils permettent d'enregistrer la fréquence cardiaque du cheval pendant les entraînements. Utilisant tous la même technologie, à savoir des électrodes placées sur le cheval permettant de capter la fréquence cardiaque, nous ne détaillerons le principe que d'un seul type d'appareil : L'EQUIMETRE® (Figure 16), développé par la société ARIONE, que nous avons utilisé.

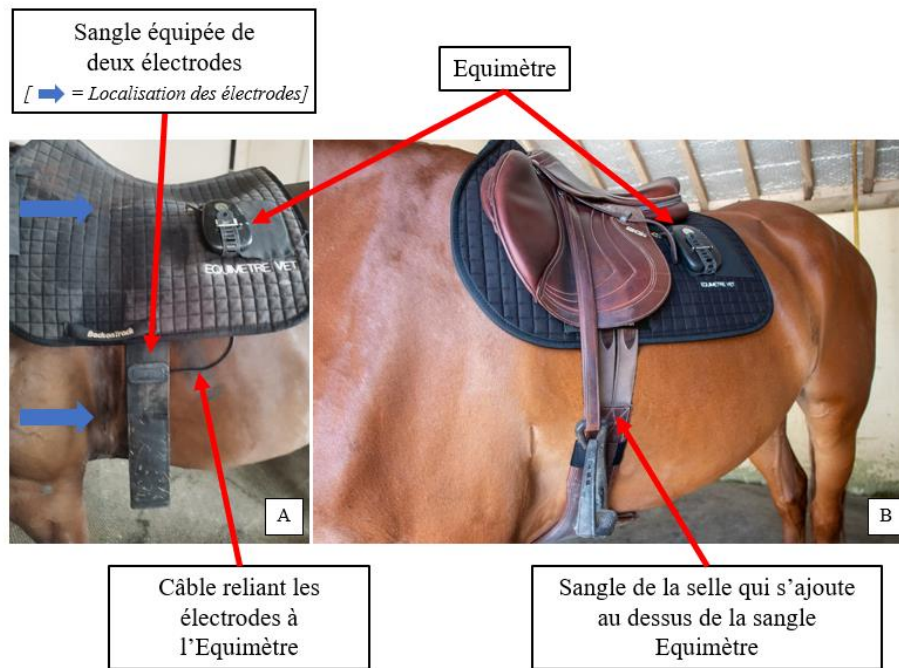


Figure 16 : Système EQUIMETRE® installé sur un cheval

A partir de deux électrodes, l'une placée sous la sangle (au niveau du cœur) et l'autre sous la selle (près du garrot), à gauche du cheval, le système EQUIMETRE® est capable d'enregistrer la fréquence cardiaque de manière fiable pendant des entraînements (F. Ter Woort et al. 2021). La qualité du signal est telle qu'il pourrait constituer une alternative plus complète et plus largement applicable que les systèmes actuellement disponibles pour les chevaux, utilisés par les vétérinaires (F. Ter Woort et al. 2021).

La finesse de cet outil permet de réaliser des électrocardiogrammes (ECG) en mouvement, et de détecter les éventuelles arythmies du cheval (Fe Ter Woort et al. 2023).

Le système EQUIMETRE® est également équipé d'un accéléromètre triaxial et d'un système GPS, permettant d'obtenir certaines informations spatio-temporelles des entraînements du cheval comme la vitesse et la distance parcourue.

1.3.4.2.Locomotion

Les paramètres spatio-temporels de la locomotion peuvent être quantifiés par plusieurs méthodes. Selon leur nature, ces méthodes sont plus ou moins adaptables au milieu équin.

Système GPS

Le principe d'un GPS (Global Positioning System) est de mesurer la distance qui sépare le récepteur GPS utilisé des satellites qui l'entourent, en temps réel. Les satellites (dont la position

est connue à chaque instant) envoient des ondes électromagnétiques (micro-ondes), se propageant à la vitesse de la lumière. A partir du temps que l'onde a mis pour arriver jusqu'au récepteur, il est possible d'en déduire la distance qui les sépare (Hermès science 2005). En combinant les distances mesurées par plusieurs satellites, la position des récepteurs est estimée. Les données GPS de vitesse, de distance parcourue, et d'altitude peuvent fournir des informations précieuses sur le contenu de la séance d'entraînement du cheval.

Dans notre cas, le système GPS est intégré dans le système EQUIMETRE®, présenté ci-dessus. Il s'agit ici d'un système de géolocalisation et navigation par un système de satellites, ORG1510 de chez OriginGPS qui s'appuie sur les constellations GPS, Glonass et Galileo. Les ondes électromagnétiques ne traversant pas les bâtiments, son utilisation est en revanche réservée à des entraînements en extérieur exclusivement.

Cinématique

Les outils cinématiques permettent d'évaluer le mouvement en trois dimensions à partir de mesures de distances entre différents points et d'angles entre différents segments, en fonction du temps. La technique de cinématique la plus utilisée aujourd'hui est la capture du mouvement optique (« Optical Motion Capture », OMC, en anglais). Le sujet à analyser se déplace dans une zone entourée de plusieurs caméras fixes. La captation du mouvement s'effectue par reconnaissance des points anatomiques du sujet par ces caméras. Les points anatomiques sont marqués par des marqueurs passifs, actifs ou identifiés directement sur l'image sans marqueurs (« marker-less », en anglais). Les marqueurs passifs sont de petites billes de plastique recouvertes d'une couche de matériau réfléchissant qui reflètent la lumière incidente. Les marqueurs actifs sont des points lumineux, comme des LED, identifiées automatiquement par leur clignotement temporel. Les systèmes « marker-less » sont basés sur l'utilisation d'algorithmes de « deep-learning » de reconnaissance des points d'intérêt sur les images vidéos. Dans le cadre de notre projet, nous avons utilisé un système OMC (Vicon, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK / 25 caméras) avec des marqueurs passifs réfléchissants pour collecter des données de référence qui seront utilisées pour la validation des méthodes que nous avons développées (Figure 17).

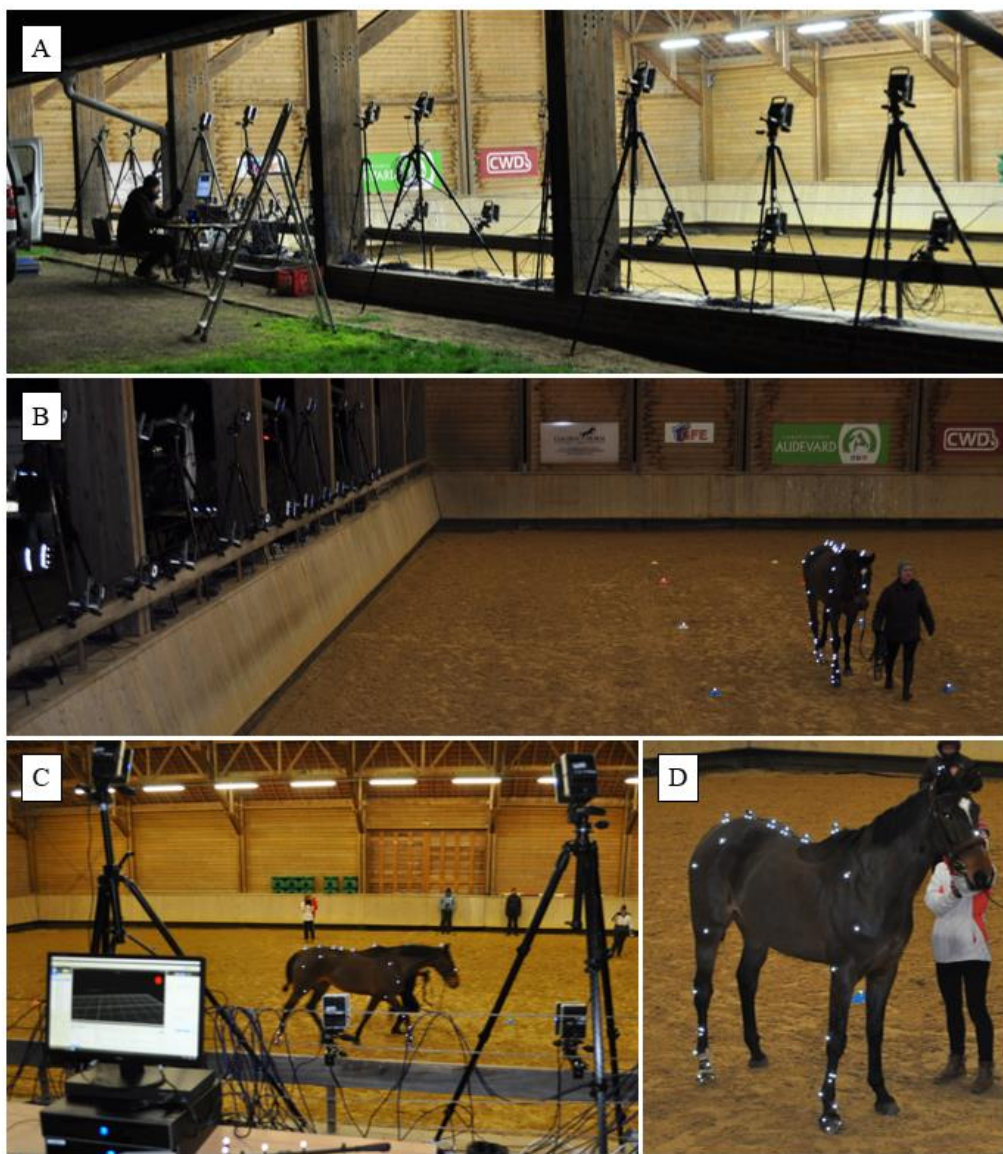


Figure 17 : Photographies de la mise en œuvre d'un système OMC pendant un enregistrement sur un cheval se déplaçant en ligne droite

Les marqueurs sont des billes réfléchissantes de 0,5 cm de diamètre que l'on colle sur les points anatomiques que l'on souhaite suivre. Chaque marqueur est capté par les caméras infrarouges disposées autour du champ de mesure. Après une phase de calibrage, utilisant un objet de référence permettant de définir les caractéristiques des caméras (position, orientation, distance, focale), les coordonnées des marqueurs sont acquises tout au long de l'enregistrement et reconstruites en 3D dans un repère fixe, permettant de connaître le déplacement dans l'espace de chaque point anatomique au cours du temps. En plaçant des marqueurs sur des segments anatomiques adjacents, il est également possible de calculer des angles articulaires à partir de ces trajectoires 3D.

Cette méthode d'analyse du mouvement est très souvent utilisée chez l'Homme (De Witt 2010; Zeni, Richards, et Higginson 2008). Elle permet d'obtenir une précision de mesure de l'ordre du millimètre sur la position 3D des marqueurs (Merriault et al. 2017).

Elle est également beaucoup utilisée chez le cheval, notamment pour étudier les différentes phases de la foulée (Boye et al. 2014; Sandra D. Starke et Clayton 2015).

La Figure 17 montre l'installation mise en place pour l'analyse du mouvement d'un cheval, lors des études préliminaires du projet CAPT-ESE. Les caméras sont placées tout autour du champ d'enregistrement, le long d'un grand côté du manège et de la moitié de l'un des petits côtés (Figure 17, A & B). Le cheval est équipé de marqueurs réfléchissants (Figure 17, D) et se déplace dans le champ de vision des caméras (Figure 17, B & C).

Ce système d'analyse du mouvement de haute précision a quelques limites puisque, tout d'abord, une luminosité trop importante pendant les enregistrements peut empêcher la captation des marqueurs réfléchissants impliquant des manques de données conséquentes. Les étapes de mise en place des caméras ainsi que de leur calibrage sont très chronophages, particulièrement dans l'analyse de la locomotion du cheval puisque ces manipulations ont très souvent lieu en milieu extérieur. Enfin, la taille du champ d'enregistrement est restreinte, ce qui nécessite un grand nombre d'essais pour obtenir un nombre de foulées correctement reconstruites en fin de processus. L'utilisation d'un tapis roulant est une solution à cette limite, mais elle soumet le cheval à des conditions de marche très standardisées, qui ne correspondent pas complètement à sa locomotion en conditions réelles d'entraînement.

Mesures inertielles

Les unités de mesures inertielles (ou IMU – Inertial Measurement Unit) sont des capteurs équipés de microsystèmes électromécaniques (ou MEMS – Micro-Electro-Mechanical System). Elles sont composées de technologies mesurant l'accélération et la vitesse angulaire selon trois axes orthogonaux, respectivement grâce à un accéléromètre triaxial et un gyroscope triaxial. Dans certaines unités, il est également possible de trouver un magnétomètre, mesurant l'intensité et la direction du champ magnétique. Equipées d'une batterie et d'un système de stockage des données, elles permettent de réaliser des enregistrements embarqués, sans fils et sur le terrain. Leur petite taille ainsi que leur poids très léger facilitent également leur utilisation. Grâce à leur simplicité de mise en place et d'utilisation, les IMUs sont très utilisées en biomécanique pour l'analyse du mouvement chez l'humain, comme chez le cheval (Marin 2020). Certaines IMUs sont également étanches et ont notamment permis d'analyser les mouvements du cheval dans l'eau (Fraschetto et al. 2023).

Les données issues des IMUs ne permettent pas de connaître la position exacte de celles-ci dans un référentiel terrestre, l'accélération et la vitesse angulaire mesurées ne donnent qu'une description du mouvement. Chaque centrale inertielle fonctionne dans son propre référentiel, ce qui ne permet pas non plus de connaître la position de l'une par rapport à l'autre. La détermination des évènements spatio-temporels de la locomotion du cheval à partir d'IMUs nécessite donc d'ajouter une étape de traitement du signal.

Cette étape de transformation apporte une difficulté d'exploitation des données mesurées, mais la versatilité des IMUs reste un atout par rapport à d'autres méthodes d'analyse du mouvement, comme un système OMC. L'autonomie de fonctionnement des IMUs, résultant en parallèle de moyens matériels moins contraignants, peut être une option privilégiée dans le choix du matériel, notamment pour proposer, à terme, un système connecté directement intégré dans le harnachement du cheval, permettant une analyse innovante, complète et fiable de la biomécanique du cheval.

1.3.5. Synthèse : Applications au sein du projet

Pour synthétiser toutes ces informations, nous avons souligné le besoin, pour les chevaux, d'un programme d'entraînement adapté et d'un suivi de santé régulier pour assurer leurs performances en compétition, tout en garantissant leur intégrité physique. Pour cela, la quantification de la locomotion et de la charge de travail à l'entraînement semble être les deux points essentiels à maîtriser.

Le projet ANR CAPT-ESE s'intéresse à la prévention et à la gestion des affections locomotrices par l'optimisation de l'entraînement. A travers ce projet, nous cherchons à détecter précocement toutes les anomalies locomotrices ou physiologiques qui pourraient être révélatrices d'une lésion chez le cheval pour être capable d'y remédier en adaptant la charge de travail à l'entraînement. L'idée est de détecter ces signes précoces avant que la lésion ne s'installe durablement et qu'elle ne nécessite une période de convalescence pour le cheval.

Ce projet s'inscrit lui-même dans une collaboration de longue date entre les partenaires, ayant déjà permis de développer un certain nombre de capteurs qui fournissent certains paramètres locomoteurs et physiologiques.

Ces collaborations ont notamment abouti au développement de :

- Un système connecté permettant la quantification d'asymétries locomotrices, EQUISYM®, facilitant le diagnostic des affections locomotrices (Macaire et al. 2022). Ce système évalue les mouvements verticaux du tronc du cheval (au niveau de la tête, du garrot et de la croupe), révélant la présence ou non d'asymétries de propulsion ou d'amortissement entre le membre gauche et droit.
- Des méthodes de quantification de paramètres locomoteurs sur tapis roulant, tel que la détection des débuts et fins d'appui (Sapone et al. 2020) et l'estimation de l'angle de protraction et de rétraction (Sapone et al. 2021), donnant des informations sur l'amplitude de mouvements du membre du cheval.

Ces collaborations nous ont permis un accès à des technologies avancées d'analyse de la performance, notamment à un système connecté permettant un suivi de la fréquence cardiaque et des paramètres spatio-temporels (vitesse, distance, etc.) lors des entraînements de chevaux de courses, EQUIMETRE®. Cet outil fournit et transmet en temps réel des indicateurs de performance en courses (Fe Ter Woort et al. 2023).

Pour obtenir une analyse complète de la locomotion du cheval de sport en conditions réelles d'entraînement, nous avons donc orienté nos recherches vers le développement de méthodes de quantification d'autres paramètres locomoteurs également utiles pour cette étude, comme le développement des méthodes de détection des débuts et fins d'appui hors tapis roulant (présenté dans le Chapitre 2) ou de quantification des mouvements de flexion/extension du dos (présenté dans le Chapitre 3). A l'aide de ces paramètres locomoteurs et des outils déjà existants, nous proposons ensuite une méthode originale de quantification de la charge de travail (présentée dans le Chapitre 4).

Ce travail de thèse a démarré en tout début du projet ANR CAPT-ESE dans le but de développer des outils et des méthodes qui seront ensuite utilisés pour suivre l'évolution des chevaux en exploitant les données collectées tout au long du protocole. La validation scientifique préalable de ces méthodes de quantification des paramètres locomoteurs est essentielle pour pouvoir les appliquer dans le cadre d'analyses longitudinales, par la suite.

Ainsi, ce travail permettra, à terme, de mettre en relation l'intensité des entraînements avec l'évolution des paramètres locomoteurs, pour aller vers la détection précoce de modification de la locomotion et de la fatigue.

1.4. OBJECTIFS ET PLAN DE THESE

Dans le cadre du projet ANR CAPT-ESE, l'objectif principal de ce travail de thèse est la quantification de la locomotion et de la charge de travail du cheval en conditions réelles d'entraînement. Cet objectif reprend les deux points essentiels à développer, mis en avant dans les parties précédentes de ce chapitre.

Pour y répondre, nous avons choisi de décliner cet objectif général en trois objectifs spécifiques de thèse, qui seront détaillés, respectivement, dans les chapitres 2, 3 et 4 de ce manuscrit.

Le premier objectif est le **développement de méthodes de quantification des débuts et fins d'appui, à partir de capteurs directement intégrés dans le harnachement du cheval et applicables dans différentes conditions d'entraînement**. Les débuts et fins d'appui sont des paramètres spatio-temporels essentiels à l'analyse de la locomotion du cheval (J. M. Denoix 2014). Les méthodes développées sont détaillées dans le **Chapitre 2**. Dans ce chapitre, nous distinguerons :

- La méthode applicable au milieu terrestre, sous forme d'un article publié dans la revue *Sensors* :

Hatrisse, C. et al. (2022) Stance phase detection by inertial measurement unit placed on the metacarpus of horses trotting on hard and soft straight lines and circles. Sensors, 22, 703.

- L'adaptation de la méthode terrestre au milieu aquatique (marche dans l'eau) est présentée sous forme d'un résumé publié dans la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (communication orale au 47^{ème} congrès de la Société de Biomécanique, 2022) :

Hatrisse, C. et al. (2022) Stance phase detection by inertial measurement unit placed on the metacarpus of horses trotting on underwater treadmill at different water heights. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 25:sup1, S1-S307.

Le second objectif consiste **au développement, à la validation et à l'évaluation d'une méthode de quantification des mouvements du dos**. Le **Chapitre 3** répond à cet objectif. Le projet général incluant des chevaux atteints de lésions dorsales ou cervicales, la quantification des mouvements du dos est essentielle, notamment dans le cadre du suivi et de la réhabilitation

de ces chevaux. De plus, cette méthode sera utilisée pour répondre à d'autres objectifs du projet au-delà de cette thèse. Dans ce chapitre, nous présenterons donc successivement :

- La méthode de quantification de la flexion/extension du dos, réalisée dans le cadre d'une étude préliminaire, sur chevaux sains, sous forme d'un article publié dans la revue *Sensors* :
Hatrisse, C. et al. (2023) A method for quantifying back flexion/extension from three inertial measurement units mounted on a horse's withers, thoracolumbar region, and pelvis. Sensors, 23, 9625.
- La confrontation des mesures obtenues par cette méthode avec l'avis des vétérinaires, sur des chevaux pathologiques inclus dans le protocole du projet.

Enfin, le troisième et dernier objectif est **la quantification de la charge de travail lors des entraînements du cheval**. Il fait partie du deuxième point essentiel à développer pour répondre à l'objectif général du projet CAPT-ESE. Ici, nous cherchons donc à indiquer au cavalier le niveau d'intensité de la séance de travail qu'il a imposée à son cheval, associé au niveau de fatigue du cheval. Le **Chapitre 4** présente deux méthodes de quantification de la charge de travail. Dans ce chapitre, nous distinguerons :

- La prédiction des états aérobie et anaérobie, ce dernier étant associé au phénomène de fatigue musculaire, lors de tests d'effort.
- La présentation d'un indice d'intensité de séance calculé à partir des différents paramètres physiologiques et locomoteurs des chevaux enregistrés au cours de leurs séances d'entraînement.



CHAPITRE

2. Développement et validation d'une méthode de détection des phases d'appui du cheval, à partir d'une centrale de mesures inertielles, applicable dans différentes conditions d'entraînement

2.1. CONTEXTUALISATION

Les débuts et fins d'appuis sont des paramètres essentiels dans l'analyse de la locomotion du cheval. La détection de ces événements permet d'en déduire les paramètres spatio-temporels de la foulée tels que la durée de foulée, la durée d'appui, le ratio entre la durée de foulée et la durée d'appui (aussi appelé « Duty factor »). Directement liés à l'état de santé et de fatigue du cheval, ces paramètres sont primordiaux à évaluer et analyser.

Dans ce chapitre, nous distinguerons la locomotion « terrestre » et la locomotion « aquatique », désignant, respectivement, des conditions de locomotion sur des sols plus moins souples, pouvant être retrouvées lors d'examens locomoteurs classiques ou de séances d'entraînement montées sur piste ou carrière, et des conditions de locomotion immergées dans l'eau, pouvant être retrouvées lors d'exercices sur un tapis roulant immergé (de plus en plus utilisé pour la réhabilitation des chevaux).

Les conditions de locomotion terrestre sont évidemment les plus fréquentes, la quantification des paramètres de la locomotion dans ces conditions est donc une priorité. Ces paramètres seront utiles à objectiver lors des examens locomoteurs du cheval, ils permettront de déceler les éventuelles asymétries de locomotion. Lors d'entraînements montés, en carrière ou sur piste, ils seront utilisés dans le cadre d'un suivi longitudinal de la locomotion, et permettront de mettre en évidence la modification soudaine ou progressive de ces paramètres, au cours des séances. Dans les deux cas, la modification de ces paramètres pourrait être une aide pour diagnostiquer les signes précoces d'apparition d'une lésion. La méthode de détection des débuts et fins d'appui au trot, en milieu terrestre, applicable sur différents types de sol, est présentée dans la section 2.2 de ce Chapitre.

Dans le cadre d'un programme d'entraînement spécifique ou d'un programme de réhabilitation, les entraînements en milieu aquatique, comme les exercices sur tapis roulant immergé, permettent de réduire les contraintes physiologiques articulaires et tendineuses par rapport à un travail classique sur piste ou carrière, tout en maintenant la condition physique du cheval. La présence d'eau va inévitablement modifier la biomécanique de la marche et donc influencer sur les paramètres spatio-temporels de la foulée. Pour compléter l'analyse de la locomotion à l'entraînement, il est donc intéressant de quantifier également ces paramètres dans des conditions de locomotion aquatique. L'adaptation de la méthode de détection des débuts et fins d'appui au trot, pour une application en milieu aquatique, est présentée dans la section 2.3 de ce Chapitre.

2.2. STANCE PHASE DETECTION BY INERTIAL MEASUREMENT UNIT PLACED ON THE METACARPUS OF HORSES TROTting ON HARD AND SOFT STRAIGHT LINES AND CIRCLES

L'article original est disponible en Annexe 1.

2.2.1. Introduction

Musculoskeletal disorders are the first reason for medical consultation in horses (Thirkell et Hyland 2017). They lead to low performance and all are signs of pain and loss of well-being (Barrey 1999). Competitions involve high-intensity training for horses and cause micro-to-large lesions on the horse bone or muscles (Singer et al. 2008; Biewener et al. 1983). Consequently, monitoring horse locomotion can be considered as a priority and as a major concern for the improvement of animal welfare.

Gait symmetry degradation is a marker of an injured horse (Buchner et al. 1996; Rhodin et al. 2016), which is brought to the fore by spatiotemporal differences between both bipeds in a movement. On a treadmill, an increase in the stance duration could be an indicator of forelimb lameness (Kevin G. Keegan et al. 2000). Foot-on and heel-off are spatiotemporal events essential to calculate locomotor parameters, and especially the stance duration (Sapone et al. 2020; Briggs et Mazzà 2021). Commonly, the stance phase of one leg is defined as the moment between the hoof being completely laid flat on the ground (foot-on) to the take-off of the heel (heel-off) (Tijssen et al. 2020a; 2020b). These events can be examined visually, but the temporal resolution of the human eye limits its precise distinction (Holcombe 2009). Several methods based on force plate (Witte, Knill, et Wilson 2004; Hodson, Clayton, et Lanovaz 2000) and optical motion capture (OMC) (Boye et al. 2014; Sandra D. Starke et Clayton 2015) analysis are available to monitor these spatiotemporal events. Although these methods are highly reliable, they require laboratory conditions with limited exercise conditions. These conditions do not reflect the full spectrum of exercises needed by the clinician during a complete locomotor examination (MSD MANUAL, s. d.).

Recently, it was demonstrated that inertial measurement units (IMUs) are a real alternative to performing motion capture (Marin 2020). The use of IMUs allows recording the horse

locomotion with on-board technologies and in field conditions (Olsen, Pfau, et Ritz 2013; Bosch et al. 2018). It was also demonstrated that IMUs achieved precision and accuracy as well as a force plate (Olsen, Pfau, et Ritz 2013) or OMC system (Bosch et al. 2018; Olsen, Pfau, et Ritz 2013; Warner, Koch, et Pfau 2010) to quantify locomotion.

However, the use of IMUs for motion capture required a specific detection algorithm (Sapone et al. 2020; Briggs et Mazzà 2021). Studies investigated the horse gait events detection accuracy of IMUs mounted on the lateral quarter of the horse hoof. Thanks to this IMU location, they determined all the stance phase events, from the first hoof impact to complete take-off (Tijssen et al. 2020a; 2020b). This protocol using IMUs mounted on the horse hoof is considered a reference method to detect foot-on and heel-off events (Tijssen et al. 2020a; 2020b). However, in routine investigation, the fixation on the hoof is critical because IMUs have to be glued on or screwed to the hoof. An alternative localization of the IMU could be on the cannon bone, with the advantage of being easily integrated into boots (Sapone et al. 2020).

Previous studies investigated gait event detection methods from an IMU positioned on the cannon bone at trot, on a treadmill, compared to a gold-standard method based on an OMC system (Sapone et al. 2020), and on different grounds, only in straight lines (Briggs et Mazzà 2021). However, no methods dedicated to circle exercises or different ground surfaces have yet been addressed.

In this context, the aim of this study is to test a method for automatic foot-on and heel-off event detection by an IMU mounted on the horse cannon bone, in straight lines and circles on different surfaces (hard and soft materials).

2.2.2. Materials and Methods

2.2.2.1. Horses

Seven sound horses of trotting and thoroughbred breeds (four geldings and three mares, height 162 ± 3 cm (mean SD), age 13 ± 4 years (mean \pm SD)) were included in the study. Prior to the procedure, the protocol was examined and approved by the dedicated ethics committee on

animal investigation (Comité National de Reflexion Ethique sur l'Experimentation Animale, Anses/ENVA/UPEC n°HE_2017_01).

2.2.2.2.Data Acquisition

Horses were equipped with seven synchronized IMUs (Figure 18) (ProMove-mini, Inertia Technology BV, Enschede, the Netherlands) with a full-scale range of 16 g, 2000°/s, 16 bits, sampling at 200 Hz. IMUs were positioned on the withers and in the center of the dorsal side of the third metacarpal bone (cannon bone) of the four limbs, and the last two IMUs were mounted on the lateral quarter of the right front and hind hoof of the horse (Figure 18).

The withers IMU was used to help us detect the trot gait. The four cannon bone IMUs were used to develop and test our foot-on and heel-off events detection methods. The hoof IMUs were used to obtain the foot-on and heel-off event references. Unfortunately, we did not have more IMUs available to equip the four horse hooves. The presented results were therefore only focused on the right limbs.

Two different exercises were realized, at trot, in straight lines and circles. Two types of ground were tested: hard (asphalt or rubber) and soft ground (sand). Sessions included: four straight lines of 25 m on asphalt ground, three left-circles and three right-circles of 14 m diameter on rubber ground (considered as hard ground), six straight lines of 30 m on sand, and finally, three left-circles and three right-circles of 14 m diameter on sand. An average of 42 ± 4 strides (mean \pm SD) per horse were collected for each condition. On the left circles, the IMU equipped limb (right limb) was outside the circle. On the right circles, the IMU equipped limb was inside the circle.



Figure 18 : IMUs localization on horse: on the withers, on the four limbs, in the center of the dorsal side of the third metacarpal bone (cannon bone), and on the lateral quarter of the right front and hind hoof.

2.2.2.3.Data Processing

Following locomotion data acquisition, the first step was to detect the foot-on and heel-off events from both of the hoof-mounted IMUs, based on the methods developed by Tijssen & al. (2020) (Tijssen et al. 2020a; 2020b). The reference foot-on, obtained from the hoof IMU data, matched with the beginning of the plateau on the hoof tri-axial gyroscope curve (Tijssen et al. 2020b). The reference heel-off matched with the end of the plateau (Tijssen et al. 2020a; 2020b) on the hoof tri-axial acceleration curve (Figure 19). This first step was used as a reference for our study.

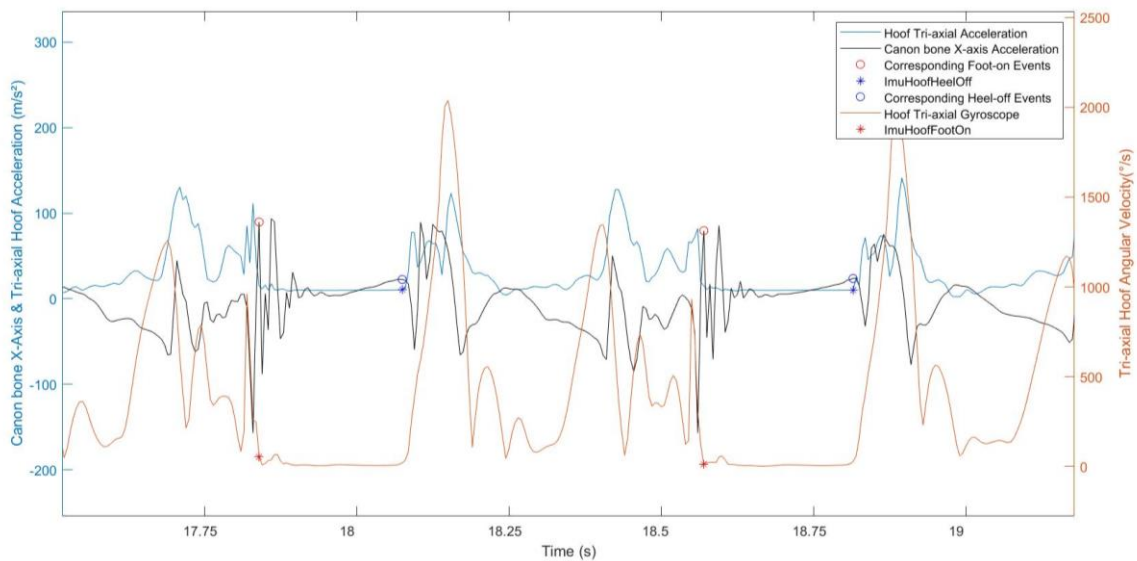


Figure 19 : Representation of the normalized signals (normalized by the maximum value) of the hoof Tri-axial Acceleration (blue curve), the hoof Tri-axial Gyroscope (red curve) and the canon bone X-Axis Acceleration (black curve) of a horse trotting on straight line and hard ground. The red stars correspond to the reference Foot-on and the blue stars correspond to the reference Heel-off. The canon bone X-Axis Acceleration at these same events also appear on the canon bone curve (blue and red rounds on the yellow curve).

The methods developed by Tijssen & al. (2020) were tested and validated by themselves on hard ground. We supposed that they were extendable to soft surfaces, so the same reasoning was applied. The beginning of the plateau, just after the last noticeable peak, on the hoof tri-axial gyroscope curve was also chosen for the foot-on event on soft ground (Figure 20). After the foot-on event, a decrease in the hoof tri-axial gyroscope curve could be noticed, which could match with the hoof sinking into the sand. The hoof tri-axial acceleration curve shape did not change between hard and soft ground surfaces; the choice of heel-off on soft ground was not different.

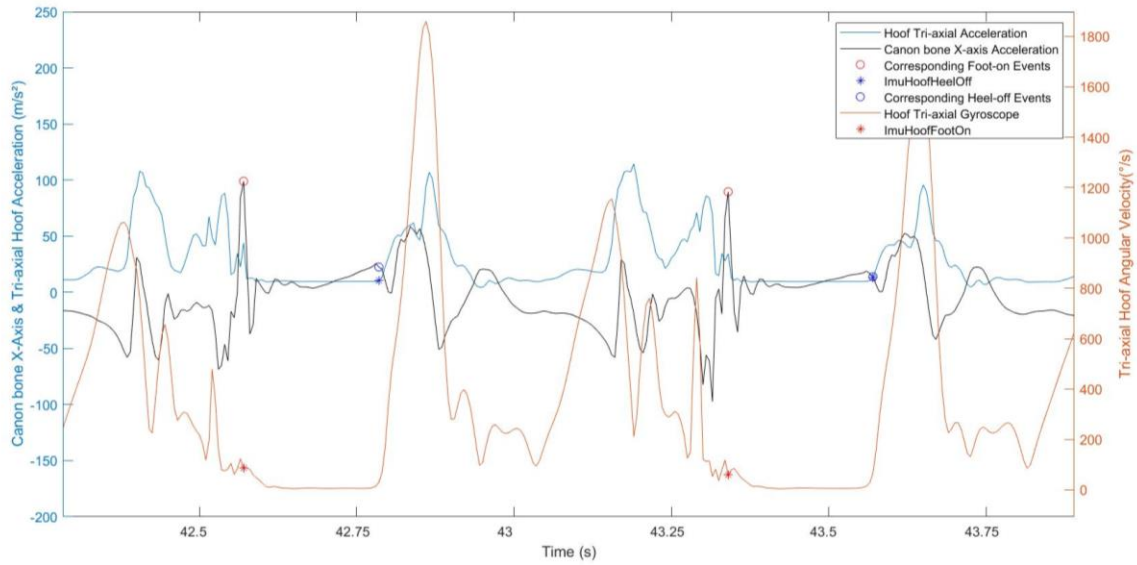


Figure 20 : Representation of the normalized signals of the hoof tri-axial acceleration (blue curve), the hoof tri-axial gyroscope (red curve), and the cannon bone x-axis acceleration (black curve) of a horse trotting in a straight line on soft ground. The red stars correspond to the reference foot-on; the blue stars correspond to the reference heel-off. The cannon bone x-axis acceleration at these same events also appears on the cannon bone curve (blue and red circles on the yellow curve).

According to the exercise (straight line: “Line” or circle: “CircleIn” when the IMU equipped limb was inside the circle, and “CircleOut” when the IMU equipped limb was outside the circle), the ground condition (asphalt/rubber: “Hard” or sand: “Soft”) and the limb (forelimb: “Fore” or hindlimb: “Hind”) timing of the i^{th} stride of the foot-on and heel-off was labeled `ImuHoofFootOn` (i , “exercise”, “ground”, “limb”) and `ImuHoofHeelOff` (i , “exercise”, “ground”, “limb”).

In a second step, the data processing consisted of identifying the foot-on and heel-off events from the data of the IMUs positioned on the cannon bone.

The cannon bone x-axis acceleration signal showed repeatable peaks between strides and between horses, during all the stance phases, corresponding to foot-on and heel-off moments (Figure 20). All strides were windowed between each maximum peak of the cannon bone y-axis gyroscope, using the method described in (Sapone et al. 2020), corresponding to the swing phase of each stride, allowing to focus on the studied stance phase in the middle of the processing window.

In the same way as the reference events, according to the exercise, the ground condition and limb timing of the i^{th} step of the foot-on and heel-off were labeled `ImuCannonFootOn` (i , “exercise”, “ground”, “limb”) and `ImuCannonHeelOff` (i , “exercise”, “ground”, “limb”).

Foot-on

In the processing window, the first positive peak was identified, corresponding to the `ImuCannonFootOn` (i , “Line”, “ground”, “limb”), detected with a threshold of 85% of the maximum value of the cannon bone x-axis acceleration. This peak of `ImuCannonFootOn` (i , “exercise”, “ground”, “limb”) always follows a negative peak, corresponding to the hoof ground impact (Figure 21).

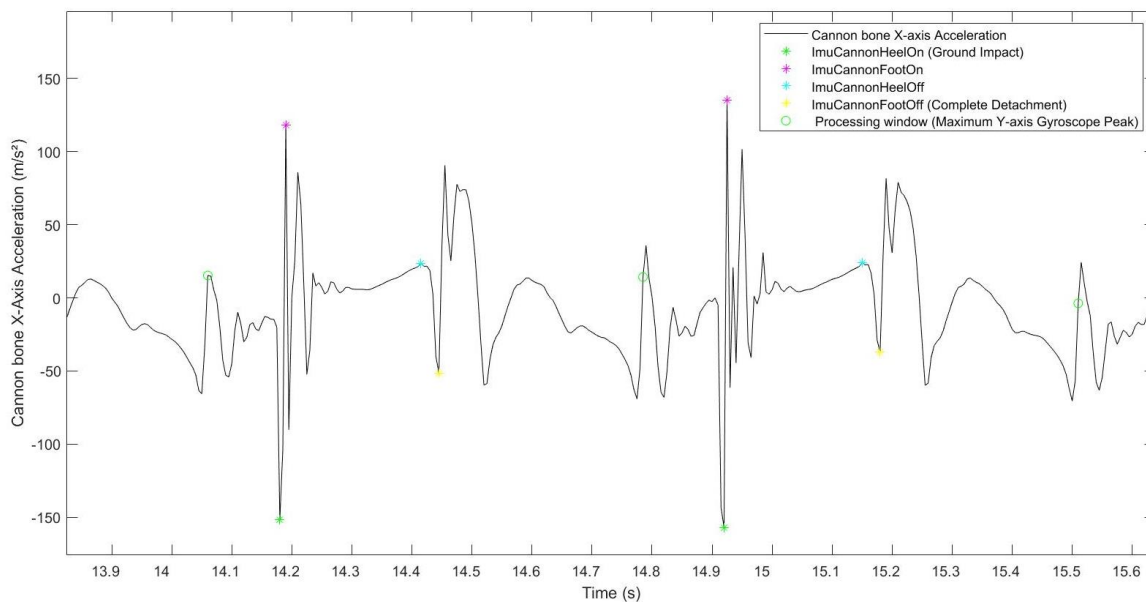


Figure 21 : Representation of the cannon bone x-axis acceleration signal used to detect the foot-on (magenta points) and heel-off (cyan points) events.

In a circle (`CircleIn` and `CircleOut` exercise), on all types of ground (`ImuCannon-FootOn` (i , “Circle”, “ground”, “Fore”)), the foot-on event was identified by the last positive peak before the plateau, detected with a threshold of 85% of the maximum value of the cannon bone x-axis acceleration in the processing window.

Heel-off

In the processing window, the first positive peak, after the plateau was identified, corresponding to the ImuCannonHeelOff (i , “exercise”, “ground”, “limb”) (Figure 21). The peak of ImuCannonHeelOff (i , “exercise”, “ground”, “limb”) was followed by a negative peak, corresponding to the foot-off event (complete hoof lift-off), itself detected with a threshold of 85% of the maximum value of the cannon bone x-axis acceleration.

For the ImuCannonHeelOff (i , “CircleIn”, “ground”, “Fore”), the curve did not always follow the same curve shape as in other conditions. The signal sometimes showed only one large positive peak after the plateau (Figure 22). The ImuCannon-HeelOff (i , “CircleIn”, “ground”, “Fore”) was obtained by detecting a change of curve variation from a derivative subsampled signal, with the Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial Matlab function. All calculations were performed by self-made functions with Matlab software (Matlab R2021a, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

For each condition and both limbs, the stride duration and stance duration were calculated with these equations:

$$\text{Stride Duration ImuCannon } (j) = \text{ImuCannonFootOn } (j + 1) - \text{ImuCannonFootOn } (j), \quad (1)$$

$$\text{Stance Duration ImuCannon } (j) = \text{ImuCannonHeelOff } (j) - \text{ImuCannonFootOn } (j), \quad (2)$$

$$\text{Stride Duration ImuHoof } (j) = \text{ImuHoofFootOn } (j + 1) - \text{ImuHoofFootOn } (j), \quad (3)$$

$$\text{Stance Duration ImuHoof } (j) = \text{ImuHoofHeelOff } (j) - \text{ImuHoofFootOn } (j), \quad (4)$$

The stance duration was normalized with the stride duration to obtain information on the percentage of stride duration, with the following equation:

$$\text{Stance Duration } (j)\% \text{ stride duration} = (\text{Stance Duration } (j) / \text{Stride Duration } (j)) \times 100, \quad (5)$$

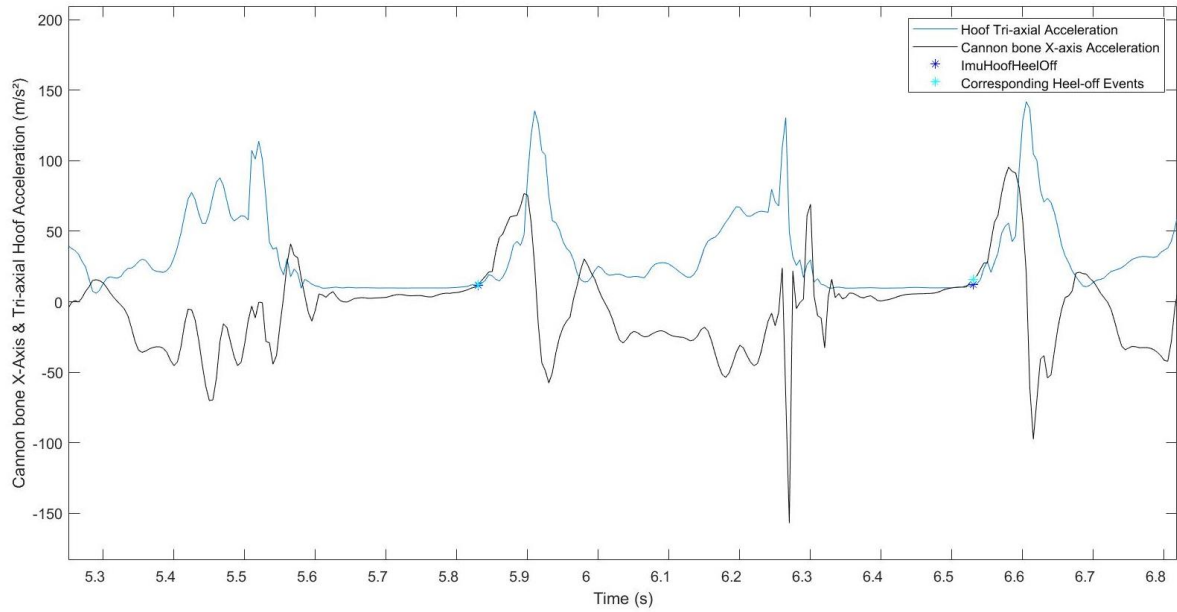


Figure 22: Representation of the hoof tri-axial acceleration (blue curve) and the cannon bone x -axis acceleration (black curve), for the “forelimb inside the circle” condition. The blue points correspond to the reference heel-off, and the cyan points correspond to the detected heel-off (from the cannon bone IMU data). Unlike all the other conditions, the cannon bone x -axis acceleration shows only one peak at the foot-off moment.

Additional method

An additional method, taken from the literature (Briggs et Mazzà 2021), was also investigated. This method uses the cannon bone tri-axial acceleration to detect foot-on (hoof completely laid flat on the ground) (`AdMethodFootOn` (i , “straight line”, “ground”, “limb”)) and foot-off (complete hoof lift-off) (`AdMethodFootOff` (i , “straight line”, “ground”, “limb”)) events on the straight line. First, the raw data were segmented into rough periods from midstance to midstance. To identify rough locations of the swing and stance periods, a median filter with a window length of half the sampling frequency followed by a second-order Butterworth filter with a 5 Hz and 20 Hz cut-off frequency was applied to the forelimb and hindlimb cannon data, respectively. The cannon bone tri-axial acceleration was then filtered with a second-order Butterworth filter with a 40 Hz cut off frequency. This method identifies the foot-on and foot-off events, respectively, by the last prominent peak before the stance phase and by the first prominent peak after the stance phase, in the processing window.

2.2.2.4. Statistical Analysis

All the foot-on and heel-off events (ImuCannonFootOn (i , “exercise”, “ground”, “limb”) and ImuCannonHeel-Off (i , “exercise”, “ground”, “limb”)), detected from the cannon bone IMU, were compared with the reference events, the foot-on and heel-off, obtained from the hoof IMU (ImuHoofFootOn (i , “exercise”, “ground”, “limb”) and ImuCannonHeel-Off (i , “exercise”, “ground”, “limb”)).

The precision and accuracy of foot-on and heel-off detection, as well as the stance duration, were studied with Bland–Altman’s method (J.M. Bland et Altman 1990; J. Martin Bland et Altman 2007; J Martin Bland et Altman 2010) for evaluating the agreement among the two measurements techniques (developed method with IMU on the cannon bone and reference method with IMU on the hoof). With this method, each of the n samples is represented on a graph by assigning the mean of the two measurements as the x-value, and the difference between the two measurements as the y-value.

The Bland–Altman’s method is described by these equations:

$$\text{Difference} = \text{developed method} - \text{reference method} \quad (6)$$

$$\text{Bias} = \text{mean}(\text{difference}) \quad (7)$$

$$\text{SD} = \text{standard deviation}(\text{difference}) \quad (8)$$

$$\text{LimitAgreementHigh} = \text{bias} + 1.96 \times \text{SD} \quad (9)$$

$$\text{LimitAgreementLow} = \text{bias} - 1.96 \times \text{SD} \quad (10)$$

The accuracy, i.e., bias (Equation (7)), was defined by the mean difference between the developed methods values and reference method values. The precision was de-fined as the standard deviation of the differences (SD) (Equation (8)). The limits of agreement (Equations (9) and (10)) were also calculated, corresponding to the range including 95% of the differences values were. All the results were expressed as a per-centage of the stride duration.

The foot-on (AdMethodFootOn (i , “straight line”, “ground”, “limb”) and foot-off (AdMethodFootOff (i , “straight line”, “ground”, “limb”)) events, obtained with the additional method, were compared with the reference events, the foot-on and heel-off, obtained from the hoof IMU (ImuHoofFootOn (i , “exercise”, “ground”, “limb”) and ImuCannonHeel-Off (i , “exercise”, “ground”, “limb”)), for the straight line on hard ground only. The results expressed

in the study (Briggs et Mazzà 2021) did not allow us to compare other exercises or other grounds. The precision and accuracy of this method were also studied with Bland–Altman’s method (J.M. Bland et Altman 1990; J. Martin Bland et Altman 2007; J Martin Bland et Altman 2010). These results were compared with previously published results and with results from our developed methods. In this part, the results were expressed in milliseconds (ms).

2.2.3. Results

Stride durations, calculated from each foot-on of the equipped forelimbs, are shown in Table 1.

Condition	Mean	SD
SL H	685 ms	31 ms
SL S	720 ms	33 ms
LC H	742 ms	32 ms
RC H	733 ms	40 ms
LC S	754 ms	38 ms
RC S	749 ms	37 ms

Table 1. Mean stride durations (mean) and standard deviations (SD) were indicated for each condition: straight line (SL), left circle (LC), and right circle (RC), for both ground conditions—hard (H) and soft (S)—and for the right forelimb and right hindlimb. For the left-circle condition, the equipped limb was the one outside the circle. For the right-circle condition, the equipped limb was the one inside the circle. Results are in millisecond.

For the foot-on detection, the precision and accuracy of the developed method are shown in Table 2. Whatever the condition, the average bias was less than 1.79% of the stride duration for the forelimb and 3.45% of the stride duration for the hindlimb.

Condition	Right Forelimb				Right Hindlimb			
	Bias	SD	ULA	LLA	Bias	SD	ULA	LLA
SL H	0.40%	1.87%	4.06%	-3.26%	0.59%	1.40%	3.33%	-2.15%
SL S	1.79%	1.65%	5.01%	-1.44%	0.88%	1.36%	3.54%	-1.78%
LC H	0.96%	1.72%	4.34%	-2.42%	0.75%	0.72%	2.18%	-0.67%
RC H	1.12%	2.02%	5.07%	-2.83%	3.45%	1.09%	5.59%	1.32%
LC S	0.15%	3.74%	7.48%	-7.17%	-0.56%	0.50%	0.42%	-1.53%
RC S	1.14%	2.43%	5.90%	-3.63%	-0.12%	0.73%	1.31%	-1.54%

Table 2. Bland–Altman comparison (in percentage of stride duration%) of the reference foot-on event and the foot-on event detected with the developed method from the cannon bone data. Accuracy (bias), precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) were indicated for each condition: straight line (SL), left circle (LC), and right circle (RC), for both ground conditions—hard (H) and soft (S)—and for the right forelimb and right hindlimb. For the left-circle condition, the equipped limb was the one outside the circle. For the right-circle condition, the equipped limb was the one inside the circle. Results are in percentage of stride duration.

For the heel-off detection, the precision and accuracy of the developed method are shown in Table 3. Whatever the condition, the average bias was less than 1.46% of the stride duration for the forelimb and 1.94% of the stride duration for the hindlimb.

Condition	Right Forelimb				Right Hindlimb			
	Bias	SD	ULA	LLA	Bias	SD	ULA	LLA
SL H	1.40%	1.68%	4.70%	-1.89%	-0.25%	1.65%	2.98%	-3.48%
SL S	1.46%	1.80%	4.99%	-2.08%	-0.20%	1.34%	2.42%	-2.83%
LC H	-0.19%	1.68%	3.10%	-3.48%	-0.95%	1.69%	2.36%	-4.25%
RC H	0.08%	2.81%	5.58%	-5.42%	0.24%	3.54%	7.18%	-6.70%
LC S	0.16%	1.77%	3.62%	-3.30%	-1.94%	1.17%	0.35%	-4.22%
RC S	0.38%	2.33%	4.96%	-4.20%	-0.74%	2.13%	3.44%	-4.92%

Table 3. Bland–Altman comparison (in percentage of stride duration%) of the reference foot-off event and the foot-off event detected with the developed method from the cannon bone data. Accuracy (bias), precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) were indicated for each condition: straight line (SL), left circle (LC), and right circle (RC), for both ground conditions—hard (H) and soft (S)—and for the right forelimb and right hindlimb. For the left-circle condition, the equipped limb was the one outside the circle. For the right-circle condition, the equipped limb was the one inside the circle. Results are in percentage of stride duration.

For the stance phase duration, the precision and accuracy of the developed method are shown in Table 4. Whatever the condition, the average bias was less than -1.16% of stride duration for the forelimb and -3.22% of the stride duration for the hindlimb.

Condition	Right Forelimb				Right Hindlimb			
	Bias	SD	ULA	LLA	Bias	SD	ULA	LLA
SL H	1.02%	2.44%	5.80%	-3.77%	-0.84%	1.69%	2.47%	-4.15%
SL S	-0.34%	1.82%	3.22%	-3.90%	-1.09%	1.05%	0.96%	-3.14%
LC H	-1.16%	2.36%	3.46%	-5.78%	-1.71%	1.85%	1.92%	-5.33%
RC H	-1.04%	3.37%	5.56%	-7.64%	-3.22%	3.63%	3.89%	-10.33%
LC S	-0.28%	2.11%	3.87%	-4.42%	-1.38%	1.25%	1.07%	-3.82%
RC S	-0.76%	3.17%	5.45%	-6.97%	-0.62%	2.38%	4.05%	-5.28%

Table 4. Bland–Altman comparison (in percentage of stride duration%) of the reference stance duration and stance duration obtained with the developed method from the cannon bone data. Accuracy (bias), precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) were indicated for each condition: straight line (SL), left circle (LC), and right circle (RC), for both ground conditions—hard (H) and soft (S)—and for the right forelimb and right hindlimb. For the left-circle condition, the equipped limb was the one outside the circle. For the right-circle condition, the equipped limb was the one inside the circle. Results are in percentage of stride.

The results of comparison between our method and the tested additional method from (Briggs et Mazzà 2021), in a straight line on hard ground, are shown in Table 5. The foot-on detection results showed similar bias, with no difference for the forelimb and a 7 ms difference for the hindlimb. The heel-off detection was different between the two tested methods, with a 46 ms difference for the forelimb and 43 ms difference for the hindlimb.

Event	Method	Right Forelimb				Right Hindlimb			
		Bias	SD	ULA	LLA	Bias	SD	ULA	LLA
Foot-on	Hatrisse & al.	3 ms	13 ms	27 ms	-22 ms	4 ms	9 ms	22 ms	-14 ms
	Briggs and Mazza	3 ms	6 ms	16 ms	-9 ms	-3 ms	22 ms	40 ms	-46 ms
Heel-off	Hatrisse & al.	10 ms	13 ms	35 ms	-15 ms	-2 ms	12 ms	22 ms	-25 ms
	Briggs and Mazza	-36 ms	51 ms	64 ms	-137 ms	-45 ms	31 ms	16 ms	-106 ms

Table 5. Bland–Altman comparison (in milliseconds) of the reference foot-on and heel-off events and the foot-on and heel-off events detected with the method from Briggs and Mazza [9] and our method from the cannon bone data. Accuracy (bias), precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) were indicated for the straight-line-on-hard-ground condition, and for the right forelimb and right hindlimb. For both events (foot-on and heel-off), the table shows results obtained from the same dataset with our method (Hatrisse & al.) and the Briggs and Mazza method (Briggs et Mazzà 2021).

For all these results (Tables 2–5), the Bland–Altman graphs are available in the Annexe 1.

2.2.4. Discussion and Conclusions

In this study, an innovative data processing method was developed to detect foot-on and heel-off events of horse locomotion, based on a single IMU located on the cannon bone of the horse, for several conditions and several surfaces.

Previous study has shown a bias of less than 0.6% of the stride duration for foot-on detection and 0.1% of the stride duration for heel-off detection, for forelimbs, at the trot on treadmill, based on cannon bone IMU data sampling at 500 Hz (Sapone et al. 2020). At trot, on hard ground in a straight line, our method of foot-on and heel-off detection demonstrates a bias lower than 0.4% of stride duration for foot-on and 1.4% of stride duration for heel-off, based on IMU data sampling at 200 Hz. At this sampling rate, there are 5 milliseconds (ms) between two frames, which is the measurement precision of our system. Consequently, the bias got from our developed method are equivalent to bias of, respectively, 0.6 frames (3 ms) for foot-on and 2.2 frames (11 ms) for heel-off, with a mean stride duration of 159 frames (795 ms).

Our method has the advantage of being applicable to various conditions and surfaces, and it shows a mean bias of -0.4% (percentage of stride duration) for the forelimb stance duration and a mean bias of -1.5% (percentage of stride duration) for the hindlimb stance duration. In a previous study (Sapone et al. 2020), the strides were recorded only on a treadmill, involving a stabilized gait and more repeatable strides between themselves. In our study, horses trotted in real conditions, involving an unsteady gait with variable speeds and strides.

We noticed that the right circle (equipped limb inside the circle) on hard ground, for the hindlimb, induced a larger bias for the foot-on detection than the other conditions, with a bias of 3.45% of stride, which appears to be relatively constant given the standard deviation of 1.09% of stride. The explanation could be found because the reference foot-on was deduced by the hoof tri-axial gyroscope data, which measures not only the rotational movement of the limb but also the additional rotation movements due to the circle displacement of the horse. In addition, the cannon bone and the hoof are separated by different joints and segment, especially the metacarpophalangeal joint (MPJ). The MPJ mainly allows flexion/extension movements in the sagittal plane and small-amplitude movements in axial rotation and abduction/adduction (Chateau et al. 2001). The hindlimb had a role of propulsion in the gait, and a joint movement dissociation is observable, with closing of the hip and rapid opening of the other joint angles to

ensure the foot-on event (J. M. Denoix 2014). Consequently, during circle exercises, the combination of the whole horse rotation in addition to the horse's hindlimb rotation could alter the gyroscope data curve shape and shift the detection of the foot-on, inducing a possible bias in our reference foot-on. Moreover, methods using gyroscopic signals are known to drift over time (Nez et al. 2018), which can affect the measurement capability.

Compared to the method developed by Briggs and Mazza on the straight-line condition only (Briggs et Mazza 2021), our method shows similar results. For foot-on detection on the forelimb, our results showed 3 ± 13 ms bias, and the results obtained by Briggs and Mazza showed 3 ± 6 ms bias (Briggs et Mazza 2021). For foot-on detection on the hindlimb, the bias was -4 ± 9 ms with our method and -3 ± 22 ms with the Briggs and Mazza method. These converging results seem to demonstrate the ability of cannon-bone-mounted IMUs to accurately detect the foot-on events. Concerning the heel-off detection, the discrepancies between the Briggs and Mazza method and our method were larger, with 46 ms of absolute deviation for the forelimb and 43 ms of absolute deviation for the hindlimb. These differences could be explained by the difference in the reference events for both methods. Indeed, in our method, we focused on the detection of the heel-off event, corresponding to the take-off of the heel, while Briggs and Mazza seem to focus on the foot-off event, corresponding to the complete hoof lift-off. Therefore, these differences could be expected, and it should be stressed that both events, heel-off and foot-off, have clinical interest and are complementary.

However, this study presents some limitations. First, only seven sound horses of trotting and thoroughbred breeds were included in the study, with an average of 42 ± 4 strides recorded (mean \pm SD) per horse. This small amount of collected data did not present a large population diversity, and further investigations could be focused to test these methods on a larger horse population as well as on lame horses, or on other horse breeds. Other limitations also concern the reference events. According to (Tijssen et al. 2020a; 2020b), the reference events were detected manually on hoof gyroscope or acceleration, which can involve inter-examiner bias. In addition, this method (Tijssen et al. 2020a; 2020b) was tested in laboratory conditions with hard ground only, while it was assumed that this method held for all ground surfaces and all conditions.

To conclude, this study presents an original method, developed to detect stride events for different conditions (straight line and circle) with different surfaces (hard and soft ground) and

based on the x-axis acceleration of the horse's cannon bone. Even if our study is only based on the trot gait, we are confident that our approach could be used as a guideline to adapt or test methods on other gaits. As perspectives, the use of a single versatile IMU on the horse's cannon bone could allow simplifying the horse locomotion analysis. The study of the stance duration, with the use of a single IMU and in field conditions, in healthy and lame horses could allow to further develop the knowledge in equine locomotion. The plans for future works would be to adapt and validate these gait event detection methods on other gaits, especially walking and galloping. In the future, it would allow us to characterize the complete horse locomotion during a locomotor examination or training, as well as to monitor its global health condition.

2.3. STANCE PHASE DETECTION BY INERTIAL MEASUREMENT UNIT PLACED ON THE METACARPUS OF HORSES TROTting ON UNDERWATER TREADMILL AT DIFFERENT WATER HEIGHTS

L'article original est disponible en Annexe 2.

2.3.1. Introduction

High-intensity training causes micro-to-large lesions on the horse's musculoskeletal system, leading to long rest periods, muscle loss and reduced physical condition (King 2016).

In horse training, the underwater treadmill (UWT) is often used because it significantly reduces the ground impact on the bones and muscles (King 2016). So it may help to maintain physical condition during a period of treatment. Consequently, monitoring horse locomotion can be considered as a priority to evaluate the work load in the UWT (Arnold et al. 2019).

The detection of gait events as spatio-temporal parameters on a treadmill (Sapone et al. 2020) and in the field (Hatrissse et al. 2022) has required specific methods using IMUs attached to the hoof to retrieve accurate information on stride events. However, fixing the IMUs to the hoof is complex and challenging. Fastening the IMUs on the cannon bone is an alternative and has the advantage of being easily integrated into boots (Sapone et al. 2020).

The aim of this study was to test and validate an existing method, developed by (Hatrissse et al. 2022), for automatic detection of Foot-on and Heel-off event using an IMU mounted on the horse metacarpus (cannon bone), in UWT conditions at different water heights. Hoof-mounted sensors were used to obtain reference data.

2.3.2. Materials and Methods

2.3.2.1. Data Acquisition

Six sound horses of standardbred and thoroughbred breeds were included in the study. Horses were equipped with five synchronized IMUs (Blue Trident, dual-g sensors, Vicon Motion Systems Ltd United Kingdom) with a full-scale range of 16g (Low-g), 2000°/s, 16 bits,

sampling at 225Hz. IMUs were positioned on the withers, on the cannon bone of the right forelimb and hindlimb, and the last two IMUs were mounted on the toe of the right front and hind hoof of the horse (Figure 23, A & B).

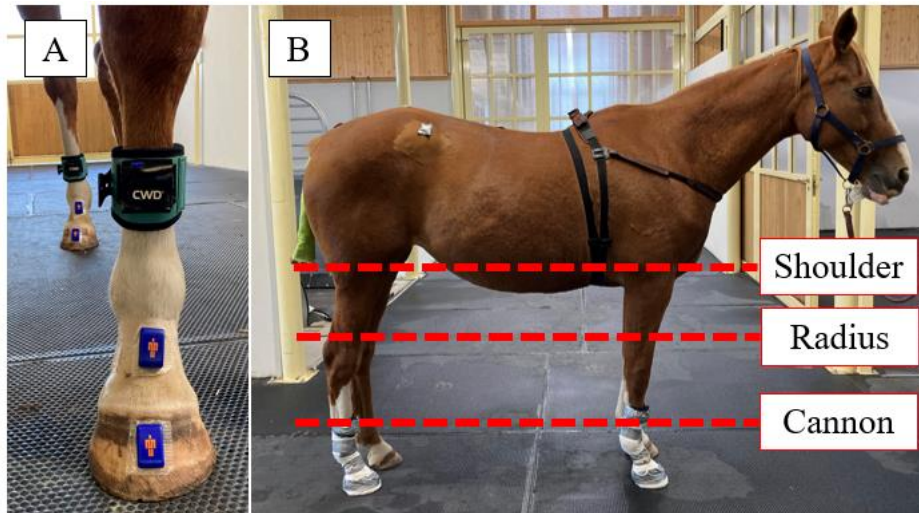


Figure 23 : IMUs localization on the horse (A, B) and representation of the different water height (B).

Four different conditions were tested, based on water heights: offwater and three water heights corresponding to the cannon bone, radius and shoulder level (Figure 23, B). Horses trotted at 3.5 m/s and data were collected during successive twenty seconds for each condition.

2.3.2.2.Data Processing

Following data acquisition, the first step was to get the Foot-on and Heel-off events from the hoof-mounted IMUs, based on the methods developed by (Tijssen et al. 2020a; 2020b) and already used by (Hatrissse et al. 2022).

Then, the second step of the data processing focused on the Foot-on and Heel-off detection from the data of the cannon bone mounted IMUs, in the different water height conditions. As in 'on-field' conditions (Hatrissse et al. 2022), in underwater conditions, the cannon bone X-axis acceleration signal (cranio-caudal axis) showed the same repeatable peaks corresponding to Foot-on and Heel-off events. The algorithm, described by (Hatrissse et al. 2022), was applied on these data.

Due to underwater conditions, the swing phases were modified. The algorithm had to be adapted for strides windowing method. All strides were windowed between each maximum peak of the cannon bone Yaxis gyroscope (transversal axis), using the method described by (Sapone et al. 2020), corresponding to the swing phase of each stride and allowing centering the stance phase in the processing window. To ensure an accurate strides windowing in all water height conditions, a 4 order Butterworth low-pass filter with 2.5Hz cut-off frequency was applied to get first the main peak on the cannon-bone Y-axis gyroscope filtered signal. The final maximum peaks were then obtained on the raw cannon bone Y-axis gyroscope, using the time events corresponding to the main peaks on the filtered signal, by windowing the raw signal in the window of forty frames around these peaks. The initial method was retained for the rest of the events detection, only peak height thresholds have been reduced. These minor adaptations are also due to the swing phases modifications in underwater conditions.

Figure 24 shows the reference Foot-on and Heel-off (Tijssen et al. 2020a; 2020b) and highlights the corresponding peaks on the cannon bone X-axis acceleration signal.

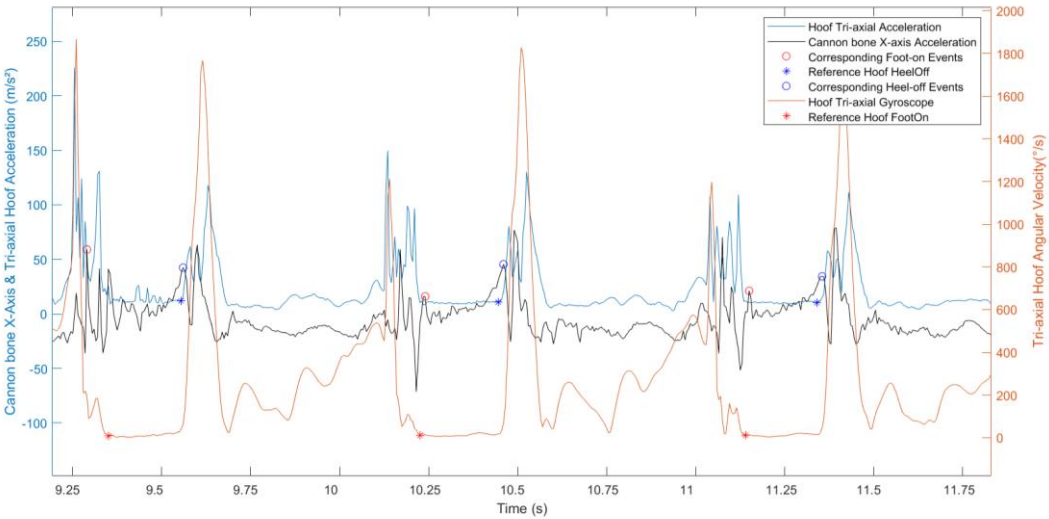


Figure 24 : Representation of the hoof Tri-axial acceleration (in m/s²) and angular velocity (in °/s), and the cannon bone X-Axis acceleration (in m/s²) of a horse trotting on UWT with a radius water height.

2.3.2.3. Statistical Analysis

All the Foot-on and Heel-off events, detected from the cannon bone IMU, were compared with the reference events, detected from the hoof IMU. The precision and accuracy of Foot-on and Heel-off detection were studied with the Bland-Altman's method (J. Martin Bland et Altman 2007).

2.3.3. Results

For the Foot-on and Heel-off detection, the precision and accuracy of the developed method are shown in Table 6.

Water Height	Event	Right Forelimb				Right Hindlimb			
		Bias	SD	ULA	LLA	Bias	SD	ULA	LLA
No water	Foot-on	0.32%	3.34%	6.86%	-6.22%	-0.08%	1.37%	2.61%	-2.77%
	Heel-off	0.28%	1.60%	3.42%	-2.86%	-0.33%	4.63%	8.74%	-9.40%
Cannon	Foot-on	1.06%	2.06%	5.09%	-2.97%	-0.42%	2.16%	3.81%	-4.64%
	Heel-off	0.86%	1.10%	3.02%	-1.30%	0.01%	2.73%	5.37%	-5.35%
Radius	Foot-on	0.65%	2.10%	4.76%	-3.46%	-0.03%	1.57%	3.04%	-3.10%
	Heel-off	0.51%	0.91%	2.30%	-1.27%	0.06%	1.68%	3.35%	-3.24%
Shoulder	Foot-on	1.06%	3.67%	8.26%	-6.14%	-0.94%	4.02%	6.93%	-8.82%
	Heel-off	0.32%	5.18%	10.47%	-9.82%	0.44%	2.89%	6.10%	-5.23%

Table 6. Bland–Altman comparison of both methods (in % of stride duration). Bias, precision (SD), and upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) are indicated for each condition.

2.3.4. Discussion and Conclusions

Maximum bias was 1.06%, demonstrating that the tested and adapted method is applicable to different water height conditions. We can deduce that the water height does not highly-influence the bias. We notice that the shoulder water height is a little less accurate as this condition show the highest SD, ULA and LLA. This could be explained by the fact that the higher the water, the greater the horse's efforts (Arnold et al. 2019), the strides become then less reproducible between themselves.

This study presents some limitations, notably about the reference events. The reference events were detected visually on the hoof Tri-axial acceleration and Tri-axial angular velocity signals. Although highly repeatable and validated on the ground, this reference method is difficult, if not impossible, to validate with a force plate that cannot be used underwater.

To conclude, this study presents an adaptation to an original method, to detect stride events under water for different water height conditions. The algorithm modifications increase robustness of detection and allow for automatic detection of stance duration in a context where traditional motion capture technologies cannot be used.

2.4. SYNTHÈSE ET PERSPECTIVES

Ce chapitre présente une méthode originale de détection des débuts et fins d'appuis au trot, dans des conditions d'examens locomoteurs et d'entraînements. L'étude montre un biais moyen de -0,4 % et de -1,5% (en pourcentage de durée de foulée), pour les durées d'appuis des membres antérieurs et postérieurs respectivement, toutes conditions confondues. L'adaptation de cette méthode permet son application dans des conditions de travail en milieu aquatique, comme le tapis roulant immergé, avec un biais moyen maximum de 1,06% (pourcentage de durée de foulée), qui n'est pas influencé par la hauteur d'eau. La détection de ces événements permet d'en déduire les paramètres spatio-temporels de la foulée primordiaux à évaluer pour réaliser une analyse complète de la locomotion du cheval.

Étant fortement liés à l'état de santé et de fatigue du cheval, la quantification de ces événements de la foulée pourrait contribuer à la détection précoce de la fatigue et fera donc l'objet d'études futures. Dans le cadre d'un suivi longitudinal de la locomotion et des entraînements, la modification soudaine ou progressive d'un ou plusieurs paramètres spatio-temporels de la foulée seront étudiés.

L'adaptation de cette méthode aux autres allures permettra d'étendre nos analyses à l'ensemble de la locomotion du cheval en mettant en évidence d'éventuelles irrégularités de locomotion dans les trois allures (pas, trot et galop) (Willem Back et Clayton 2013).

Un défaut d'extension maximale du boulet est également un signe d'apparition de fatigue, la quantification de ce paramètre est donc fondamentale dans l'analyse de la locomotion (Willem Back et Clayton 2013). L'extension maximale du boulet intervient au moment de la phase d'appui du membre. Ainsi, en isolant les phases d'appui des phases de soutien, il sera possible d'approfondir l'étude de la quantification du mouvement de flexion/extension du boulet.

Enfin, l'analyse de la locomotion s'intéresse au mouvement des membres et du tronc. La description des anomalies de locomotion dans la section 1.3.2 de ce manuscrit a mis en évidence le lien entre les mouvements des membres et du tronc, en expliquant entre autre qu'une lésion dorsale pouvait provoquer une modification de la biomécanique des membres (Jeffcott et al. 1982; Sukovaty et al. 2019) et inversement (Ross et Dyson 2011). Ainsi, dans la continuité des travaux de Macaire et al. (2022), qui se sont intéressés aux mouvements du tronc du cheval pour identifier les anomalies de locomotion, nous nous sommes intéressés à la quantification du mouvement de flexion/extension thoraco-lombaire. C'est l'objet du chapitre 3 de ce manuscrit.



CHAPITRE

3. Développement, validation et évaluation d'une méthode de quantification de la mobilité dorsale, à partir de centrales de mesures inertielles

3.1. CONTEXTUALISATION

Le dos du cheval est un élément fondamental de sa biomécanique. Dans le travail du cheval, le dos est fortement sollicité (Figure 25). En équitation, on retrouve les différents mouvements de latéroflexion, rotation axiale et/ou de flexion extension lors de mouvements plus ou moins complexes. A titre d'exemple, la Figure 25, A illustre un mouvement de latéroflexion lors d'un exercice d'épaule en dedans. La Figure 25, B illustre un mouvement de rotation axiale passive à droite où l'appui postérieur droit entraîne une bascule du bassin vers la droite. La Figure 25, C illustre un mouvement de rotation axiale active, provoqué par la déviation volontaire des postérieurs vers la gauche et entraînant une bascule du bassin vers la droite. La Figure 25, D illustre un mouvement de flexion thoraco-lombaire lors de la phase montante du saut. La Figure 25, E illustre un mouvement d'extension thoraco-lombaire lors de la phase descendante du saut.

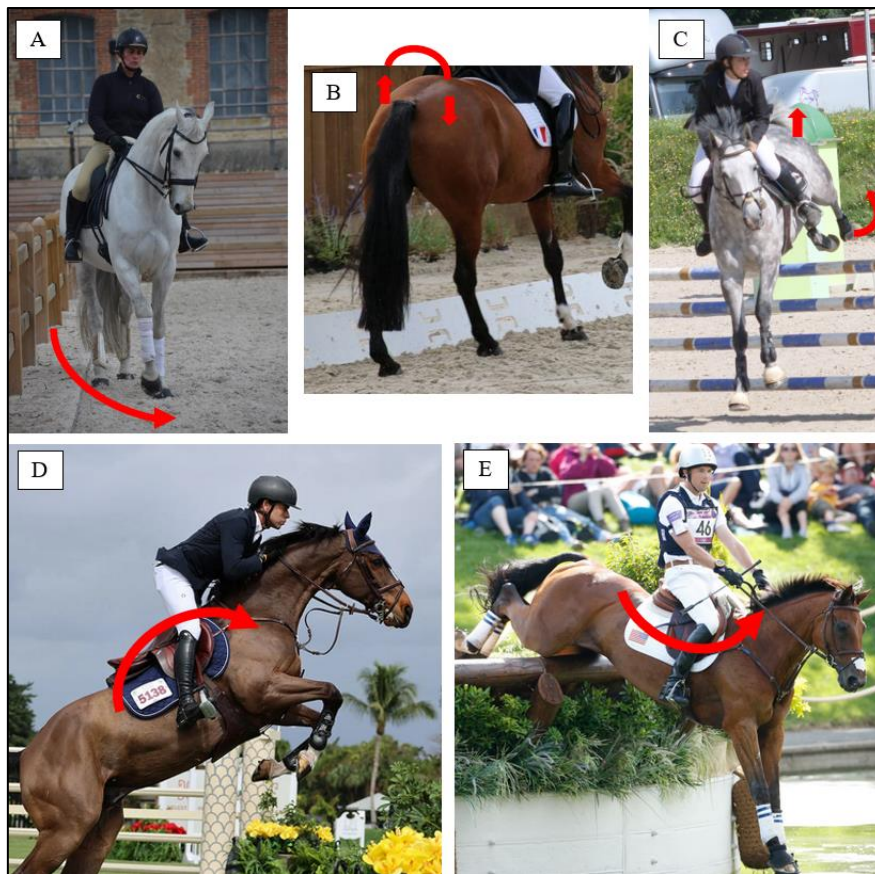


Figure 25 : Mouvements de latéroflexion (A), de rotation axiale (B & C) et de flexion (D)/extension (E) du dos du cheval lors de différents exercices réalisés lors d'entraînements ou de compétitions. Les flèches rouges illustrent la direction du mouvement du dos.

Des mouvements extrêmes répétés, une mauvaise gestion des entraînements ou encore des prédispositions anatomiques particulières peuvent être à l'origine de l'apparition de lésions. Ces lésions provoquent alors des douleurs dorsales, elles-mêmes responsables d'une réduction de l'amplitude des mouvements du dos.

Dans l'analyse de la locomotion du cheval, l'évaluation de la mobilité dorsale est donc essentielle. Les vétérinaires sont ainsi amenés à évaluer cette mobilité dorsale lors d'examens dynamiques, et attribuent un grade de « défaut de mobilité dorsale », allant de 0 pour une mobilité normale du dos à 4 pour un défaut sévère de mobilité. Cette méthode de gradation de la mobilité dorsale sera détaillée dans la suite de ce chapitre. Une quantification objective de la mobilité dorsale du dos pourrait aider les vétérinaires à affiner leur analyse, compte-tenu de la subtilité du mouvement du dos couplé à la subjectivité de l'évaluation visuelle.

Dans ce contexte, nous nous sommes intéressés au mouvement de flexion/extension puisque c'est le mouvement ayant la plus grande amplitude, parmi tous les mouvements du dos. La section 3.2 de ce chapitre décrit la méthode de quantification du mouvement de flexion/extension du dos, que nous avons développée, à partir de capteurs connectés et embarqués.

Dans le cadre du projet ANR CAPT-ESE, le protocole inclut des chevaux atteints de lésions axiales à l'origine de syndromes douloureux (dorsalgie ou cervicalgie). Ces chevaux réalisent des examens dynamiques hebdomadaires, au cours desquels les vétérinaires, spécialisés en biomécanique et pathologie locomotrice équine, évaluent leur mobilité dorsale. La section 3.3 de ce chapitre confronte les mesures obtenues avec la méthode développée dans la section 3.2 et la gradation fournie par ces vétérinaires, sur les premiers chevaux inclus dans le projet.

3.2. METHOD FOR QUANTIFYING BACK FLEXION/EXTENSION FROM THREE INERTIAL MEASUREMENT UNITS MOUNTED ON A HORSE'S WITHERS, THORACOLUMBAR REGION, AND PELVIS

L'article original est disponible en Annexe 3.

3.2.1. Introduction

The horse's back is a complex anatomical region occupying an essential place in the musculoskeletal system (Willem Back et Clayton 2013). This region is highly stressed during sports and racing activities, particularly when it must support the rider's weight (Ridgway et Harman 1999). Knowledge of the anatomy and biomechanics of the horse's back helps to understand how it works and to ensure its physical integrity (Burgaud et Genoux 2019). Horses' spinal column is composed of seven cervical, eighteen thoracic, six lumbar, five sacral and fifteen to twenty-one coccygeal vertebrae. The area of the horse's back corresponding to the thoracolumbar region is the most mobile, particularly between the fourteenth thoracic vertebra (T14) and the eighteenth thoracic vertebra (T18) (J.-M. D. Denoix 1999). The very large volume and weight of a horse's visceral mass exert high stresses on the spinal column due to the inertia of these moving fluid masses during locomotion (Burgaud et Genoux 2019).

The main movements visible on a horse's back are movements of flexion (ventral bending with a dorsal convexity) and extension (dorsal bending with a ventral convexity), occurring in the median plane (Willem Back et Clayton 2013). During walking and trotting, the thoracolumbar spine undergoes two cycles of flexion/extension per stride, and during galloping, the spine undergoes one movement of flexion/extension per stride (Hardeman et al. 2020).

Back lesions in equine athletes are a frequent cause of reduced performance (Jeffcott et al. 1982; Barrey 1999). Studies showed that the most common horseback lesions are dorsal spinous processes impingement and osteoarthritis of intervertebral synovial joints; however, soft tissue lesions, such as supraspinous ligament damage or muscle strains, can also be observed (Jeffcott 1980; Riccio et al. 2018; Henson, s. d.). These lesions cause pain and abnormal reactions in horses. Horses are considered pathologic if they show clear signs of pain/discomfort on palpation and when these reactions do not decrease with repeated palpation (Willem Back et

Clayton 2013). Pathological horses modify their neuromuscular control of walking and trotting to cope with back pain and decrease their back's range of motion. Due to back pain, flexion/extension movements are reduced to limit the displacement of the individual segments of the back. The reduction in the range of back flexion/extension involves a decrease in stride length and the amplitude of protraction and retraction movements (Willem Back et Clayton 2013). For all these reasons, evaluating horses' back mobility is a major concern for the improvement of animal welfare.

Currently, back mobility is visually assessed by veterinarians during a locomotor examination. Back mobility grades are attributed to different conditions (Coudry et al. 2007; Maldonado et al. 2022), but agreements in the visual scoring of equine back mobility are uncommon and the gradation methods remain subjective (Spoormakers et al. 2021). This leads to the need for the development of a method to repeatedly quantify equine back motion.

A previous study measured the flexion and extension range of motion directly from fresh carcasses (*ex vivo*) (J.-M. D. Denoix 1999). On each specimen, the flexion and extension movements of the spine were reproduced using elastic straps attached to anatomical insertions of the trunk muscles. Forces were applied to the straps to induce these movements. These straps were stretched between the sternum and pubis in order to reproduce the flexion movement induced by the rectus abdominis muscle. Other straps were stretched between the tuber sacrale and the first three thoracic spinous processes to reproduce the extension movement of the erector spinae muscle. The authors considered a neutral position of the trunk (free and unrestrained) as a zero. They derived the maximum angle of flexion and the maximum angle of extension, combining both to determine the total range of flexion/extension. The measurements of intervertebral mobility showed that the mean range of flexion was 12.3° in the lumbosacral joint and 3.6° in the thoracolumbar region (between T17 and T18 and between T18 and L1). The segmental intervertebral range of extension varied from 4° to 14° in the lumbosacral joint and varied from 0.3° to 1.8° in the thoracic region (between T14 and T18), according to the applied stress (J.-M. D. Denoix 1999).

Other studies measured the flexion and extension ranges of motion *in vivo* using a motion capture system (MOCAP) (Willem Back et Clayton 2013; Hardeman et al. 2020; Wennerstrand et al. 2010; Audigié et al. 1999; Egenvall, Engström, et Byström 2023). These studies showed flexion/extension ranges of motion of approximately 4° between T6, T13, and T18 while

trotting in a straight line on a hard surface (Willem Back et Clayton 2013); 4.91° and 4.97° between the withers, T15 and the pelvis, while trotting in a straight line on hard and soft surfaces, respectively (Hardeman et al. 2020); 3.07° at T17 (rotation around the mediolateral axis of the T17 markers) during trotting in a straight line on a hard surface (Wennerstrand et al. 2010); and 2.9° between T13, T18, and the pelvis during trotting in a straight line on a hard or soft surface (Audigié et al. 1999). Recently, a study showed flexion/extension ranges of motion of 3.86° and 4.05° during walking, 5.96° and 5.66° during trotting, and 9.15° and 9.17° during galloping between the withers, T15, and the pelvis in a circle, respectively, at the left and right rein on a soft surface (Egenvall, Engström, et Byström 2023).

MOCAP allows the monitoring of these spatiotemporal events (Boye et al. 2014), including thoracolumbar angle evolution (Hardeman et al. 2020). Although these systems are highly reliable, they require laboratory conditions with exercises performed with a limited volume. These conditions do not reflect the full spectrum of exercises needed by the clinician during a complete locomotor examination. The back movements of the equine athlete during sports and racing activities are also different from these laboratory conditions.

Many studies have demonstrated that inertial measurement units (IMUs) are a real alternative to motion capture systems (Marin 2020). The use of IMUs allows the recording of the horse's locomotion with onboard technologies and in field conditions. Stance phase detection methods from IMUs mounted on canon bones, pasterns, and hooves have been recently developed (Sapone et al. 2020; Hatrisse et al. 2022; Briggs et Mazzà 2021; Tijssen et al. 2020a; 2020b). IMUs also allow the measuring of protraction and retraction angles (Sapone et al. 2021). Some studies also developed asymmetry quantification methods to assist with veterinarian examinations (Macaire et al. 2022; Bosch et al. 2018; Audigié et al. 2002).

(Martin et al. 2014) compared a back flexion/extension quantification method from IMUs and from MOCAP. The method was developed using a single horse during walking, trotting, and galloping on a treadmill. The authors calculated the relative orientation between two IMUs mounted on the T12, T16, and L2 vertebrae (the angle formed between T12 and 16 and between T16 and L2 vertebrae). A calculation based on the orientational difference of both IMUs allowed for obtaining a thoracic and a thoracolumbar angle. During trotting, the accuracy (mean bias \pm SD) between the IMUs and MOCAP methods were, respectively, for the thoracic and thoracolumbar angles, $0.57^\circ \pm 0.44^\circ$ and $0.65^\circ \pm 0.47^\circ$.

Another study used IMUs to assess the back movement of horses, but it focused on vertical displacements and the flexion and extension angles were not assessed (Warner, Koch, et Pfau 2010). Recently, a study reported the relative change in orientation between pairs of skin-mounted IMUs, between T13 and T18, for example (MacKechnie-Guire et Pfau 2021). This study looked for local angles at a specific point, while our study tried to determine the global mobility of the back to reproduce what veterinarians subjectively evaluate.

However, no method dedicated to quantifying a global angle of flexion and extension, reflecting global back mobility in field conditions has been addressed yet.

It would be very useful if this type of measurement could be carried out using the locomotor asymmetry quantification systems that already use two IMUs on the withers and pelvis. In the present study, a third IMU was positioned on the T18 vertebra in order to evaluate back mobility in relation to the extremities of the trunk (withers and pelvis).

In this context, the aim of this study was to evaluate a new method of back flexion/extension quantification from inertial measurement units mounted on a horse's withers, thoracolumbar region, and *tuber sacrale* of the pelvis, compared to motion capture (MOCAP) used as a gold standard.

3.2.2. Materials and Methods

3.2.2.1. Horses

Four sound horses (one thoroughbred gelding, one thoroughbred mare, one French saddle mare, and one French trotter mare (height 162 ± 5 cm (mean \pm SD), age 10 ± 3 years (mean \pm SD)) were included in the study. All horses used in this study were familiar with galloping, regularly ridden, and trained at the three gaits. Prior to the procedure, the protocol was examined and approved by the dedicated clinical research ethics committee (Comité d'Ethique en Recherche Clinique, ENVA, N°2022-09-19).

3.2.2.2. Data Acquisition

Horses were equipped with reflective markers and IMUs (Figure 26). Three synchronized IMUs (Blue Trident, dual-g sensors, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) with a full-scale range of 16 g (Low-g), 2000_/s, 16 bits, sampling at 225 Hz, were used. IMUs were positioned on the withers, thoracolumbar region (T18 vertebra), and the tuber sacrale of the pelvis of the horse (Figure 26, circles). IMUs were placed via manual palpation by the same expert veterinarian for each horse. The other IMUs, observable in Figure 26, were part of a larger study and were not used in the present study. Only one additional IMU (positioned on the right forelimb pastern) was only used for synchronizing both systems.

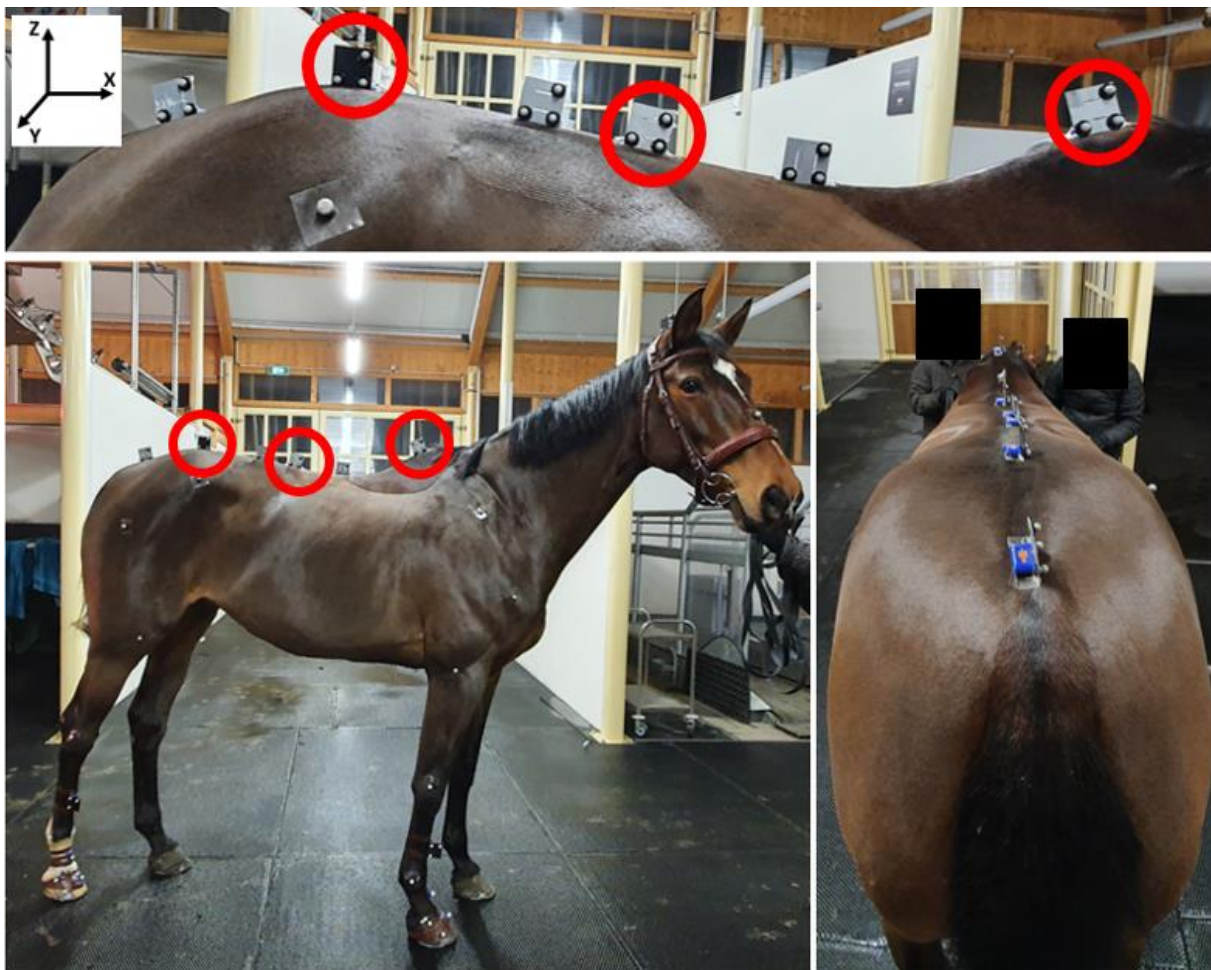


Figure 26 : IMU and marker localization on the horse.

For the motion capture system, twenty-five synchronized cameras (Vicon, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK), sampling at 200 Hz, were set up on one side of the indoor arena (Figure 27). For each IMU used in this study, three kinematics markers were glued to the side of the IMU using an aluminum plate (Figure 26, circles). The most ventral and cranial marker was used to locate the position of the IMU. One additional free marker was used to synchronize the IMUs with

MOCAP. To synchronize both systems, an additional reflective marker was used to strike the IMU positioned on the pastern at the beginning and at the end of each trial. The other markers, observable in Figure 26, were not used in this study.



Figure 27 : Positioning of the Vicon cameras on one side of the indoor arena. The black dotted lines correspond to the camera's field. The trajectory of the straight line during walking and trotting is represented by the red arrow, and the trajectory of the circle during galloping is represented by the green arrow.

Only the right side of the horses was equipped. The horse's equipment and the camera's positioning choices were performed to prioritize the length of the field. Approximately, the camera's field of capture was 18m.

Each horse performed walking and trotting passages in hand, moving in straight lines. The galloping passages were performed while lunging in a large left rein circle, approximately twenty meters in diameter. While lunging, the handler steered the horse towards the camera's field for a few strides tangential to the rectangular measurement field. Only the full strides performed into the camera field were considered. All the experimentation took place in a covered area on a soft surface (sand). For the left circles, the IMU and markers (attached to the right side of the horse) were positioned outside the circle to be captured by the cameras.

3.2.2.3.Data Processing

Following the data acquisition, the data processing included two steps, each corresponding to the two types of raw data: the motion capture data and the IMUs data. Except for the preliminary step of labelling the motion capture data, all the motion capture and IMU data were processed using calculation software (Matlab R2021b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Motion Capture Data Processing

First, the raw motion capture data needed the preliminary step of labelling. With the help of the manufacturer's dedicated software (Nexus 2.14.0, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK), the 3D coordinates for each reflective marker of interest were recovered.

Then, the angle of flexion/extension between the withers, thoracolumbar (T18), and pelvis markers was calculated. A fourth-order Butterworth low-pass filter with a 5 Hz cut-off frequency was applied to the 3D data of the withers, thoracolumbar, and pelvis markers. From the filtered data, the angle of flexion/extension was obtained using vectors (Equations (1) and (2)), vectors norms (Equations (3) and (4)), and scalar products (Equation (5)). The final angle (AngleMocap) was obtained from the (Equation (6)).

$$\overrightarrow{V_{Withers}} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{T18} - x_{Withers} \\ y_{T18} - y_{Withers} \\ z_{T18} - z_{Withers} \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\overrightarrow{V_{Pelvis}} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{T18} - x_{Pelvis} \\ y_{T18} - y_{Pelvis} \\ z_{T18} - z_{Pelvis} \end{pmatrix} \quad (2)$$

$$\|\overrightarrow{V_{Withers}}\| \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \sqrt{\overrightarrow{V_{Withers}}(x)^2 + \overrightarrow{V_{Withers}}(y)^2 + \overrightarrow{V_{Withers}}(z)^2} \quad (3)$$

$$\|\overrightarrow{V_{Pelvis}}\| \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \sqrt{\overrightarrow{V_{Pelvis}}(x)^2 + \overrightarrow{V_{Pelvis}}(y)^2 + \overrightarrow{V_{Pelvis}}(z)^2} \quad (4)$$

$$\overrightarrow{V_{Withers}} \cdot \overrightarrow{V_{Pelvis}} = \overrightarrow{V_{Withers}}(x) \times \overrightarrow{V_{Pelvis}}(x) + \overrightarrow{V_{Withers}}(y) \times \overrightarrow{V_{Pelvis}}(y) + \overrightarrow{V_{Withers}}(z) \times \overrightarrow{V_{Pelvis}}(z) \quad (5)$$

$$AngleMocap = \cos^{-1} \left(\frac{\overrightarrow{V_{Withers}} \cdot \overrightarrow{V_{Pelvis}}}{\|\overrightarrow{V_{Withers}}\| \times \|\overrightarrow{V_{Pelvis}}\|} \right) \quad (6)$$

IMUs Data Processing

The tri-axial accelerations were obtained from the raw IMU data in each IMU reference frame. The IMU acceleration data were corrected from a motionless frame (a standing square), using a rotation matrix in order to align the Z axis with the direction of the gravity vector (Equation (7)). We assumed that the rotation of each IMU reference frame around its own Z axis was zero at standing square. Then, the orientation correction angles α and β (regarding the terrestrial X-axis and floating Y-axis, respectively) were obtained for each IMU by solving the system (Equation (8)). Thus, assuming that the norm of the acceleration vector is equal to 1 g motionless, the acceleration values of each IMU at each instant in the same terrestrial reference could be found by multiplying the rotation matrix (with its associated angles α and β) by the raw acceleration values (Equation (9)).

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ \sin(\alpha) \times \sin(\beta) & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \times \cos(\beta) \\ -\cos(\alpha) \times \sin(\beta) & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \times \cos(\beta) \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \gamma_x \\ \gamma_y \\ \gamma_z \end{bmatrix} \quad (7)$$

With γ_x , γ_y et γ_z the 3D acceleration signals of the IMU at a motionless instant in the IMU reference frame

$$\begin{cases} \cos(\beta) \times \gamma_x + \sin(\beta) \times \gamma_z = 0 \\ \sin(\alpha) \times \sin(\beta) \times \gamma_x + \cos(\alpha) \times \gamma_y - \sin(\alpha) \times \cos(\beta) \times \gamma_z = 0 \\ -\cos(\alpha) \times \sin(\beta) \times \gamma_x + \sin(\alpha) \times \gamma_y + \cos(\alpha) \times \cos(\beta) \times \gamma_z = -g \end{cases}$$

Giving:

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{-\gamma_x}{\gamma_z} \right) \quad (8)$$

and

$$\alpha = \tan^{-1} \left(-\gamma_y \cdot \left(\frac{1}{(\sin(\beta) \cdot \gamma_x) - (\cos(\beta) \cdot \gamma_z)} \right) \right)$$

$$\begin{bmatrix} \gamma_x R_0 \\ \gamma_y R_0 \\ \gamma_z R_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ \sin(\alpha) \times \sin(\beta) & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \times \cos(\beta) \\ -\cos(\alpha) \times \sin(\beta) & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \times \cos(\beta) \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \gamma_x R_{IMU} \\ \gamma_y R_{IMU} \\ \gamma_z R_{IMU} \end{bmatrix} \quad (9)$$

With $\gamma_x R_{IMU}$, $\gamma_y R_{IMU}$ et $\gamma_z R_{IMU}$ the 3D acceleration signals of the IMU in the IMU reference frame

And $\gamma_x R_0$, $\gamma_y R_0$ et $\gamma_z R_0$ the 3D acceleration signals of the IMU in the terrestrial reference frame

In the following steps, only the IMU data corrected in the terrestrial reference frame were used. The next step of IMU data processing consisted of obtaining the vertical displacement of the withers, the thoracolumbar, and the pelvis IMUs. For this, the acceleration signal measured was integrated twice and high-pass filtered using a fourth-order Butterworth filter with a cutoff frequency set to 1 Hz to obtain the displacement curves, as described in Macaire et al. (2022). The last step of the calculation used trigonometry to obtain the flexion/extension angle at the level of the thoracolumbar region. The scheme of the method can be found in Figure 28. Computing the mean value between the vertical displacement of the withers and the pelvis, the vertical displacement of the M point was obtained at each instant of time. The Δz distance was then obtained by subtracting the vertical displacement of the M point and the vertical displacement of the thoracolumbar point at the same instant of time. The X and X2 distances were measured by hand using a tape measure on the stationary horse.

The angles of “pelvis/T18/M” and “withers/T18/M”, depicted as the green and purple angles in Figure 28, were calculated using Equations (10) and (11). The final angle (AngleIMU) was calculated by adding the green and purple angles (Equation (12)).

$$\text{Angle}_{\text{Withers_T18_M}} = \cos^{-1}\left(\frac{\Delta z}{X2}\right) \quad (10)$$

$$\text{Angle}_{\text{Pelvis_T18_M}} = \cos^{-1}\left(\frac{\Delta z}{X}\right) \quad (11)$$

$$\text{Angle}_{\text{IMU}} = \text{Angle}_{\text{Withers_T18_M}} + \text{Angle}_{\text{Pelvis_T18_M}} \quad (12)$$

Finally, a fourth-order Butterworth filter with a 5Hz cut-off frequency was applied to the obtained final IMU angle corresponding to the flexion/extension of the back.

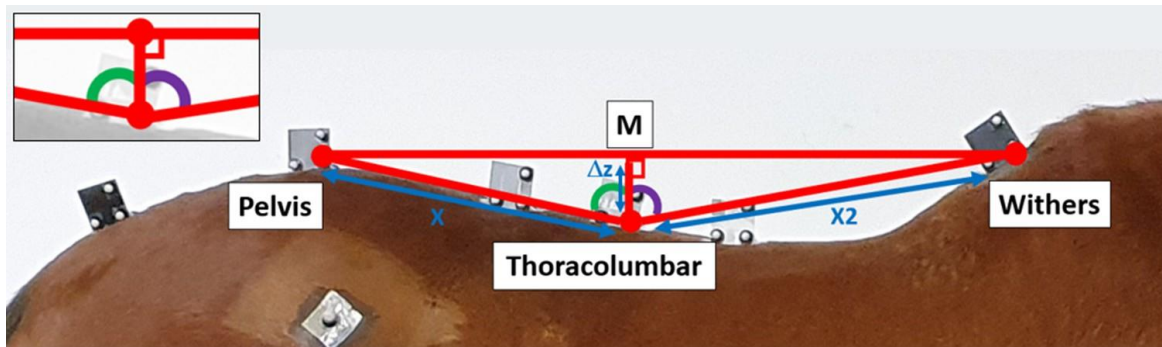


Figure 28 : Scheme of the back flexion/extension quantification method from the IMUs.

Synchronization and Homogenization of Data Sets

Both data sets were homogenized at 200 Hz using a continuous derivative interpolation function to obtain only one standardized sampling frequency. Then, the two data sets were synchronized using the strike of synchronization at the beginning and the end of each trial with one reflective marker on the pastern. The data were cut down to keep only the data between these two peaks on each data set.

Determination of the Range of Flexion and Extension

The angles obtained using motion capture (“AngleMocap”) and IMUs (“AngleIMU”) follow sinusoidal patterns, from which a range of flexion and extension of the back can be calculated (Figure 29).

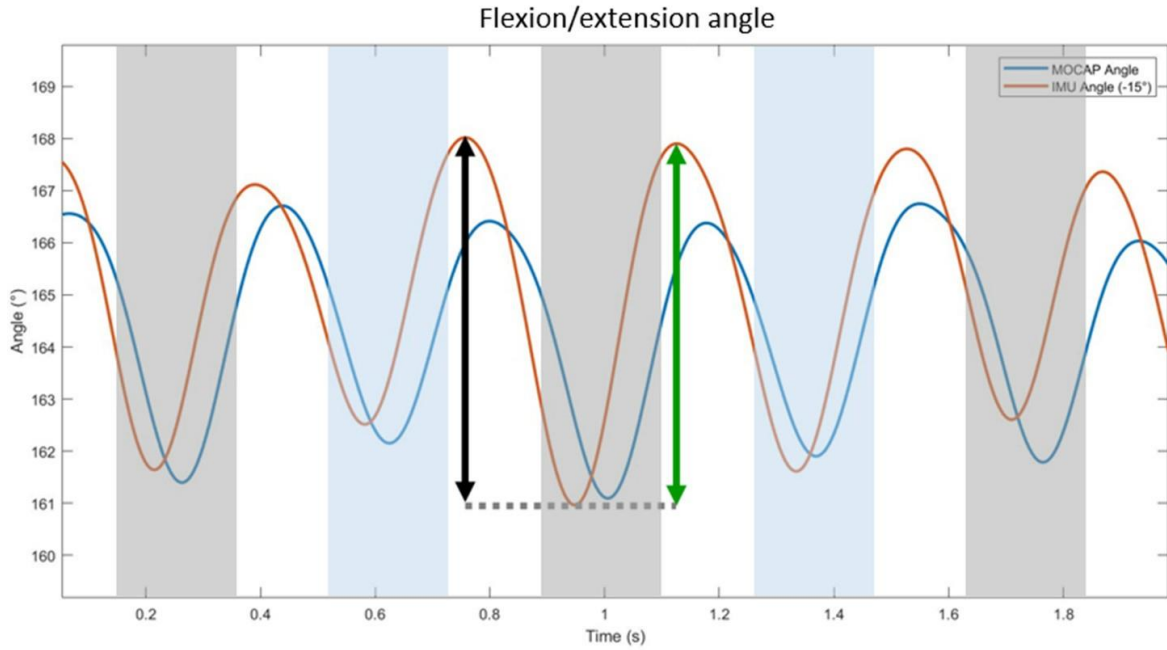


Figure 29 : Illustration of the back flexion/extension angles calculated using MOCAP (blue curve) and IMUs (orange curve) on one horse (Horse n° 1) trotting in a straight line. The black arrow indicates the amplitude of extension, and the green arrow indicates the amplitude of flexion. The gray areas represent the left forelimb stance phase, and the blue areas represent the right forelimb stance phase.

The range of flexion is the difference between the maximal and minimal value of the upward motion during the propulsion phase (Equation (13)). The range of extension is the difference between the maximal and minimal value of the downward motion during the damping phase (Equation (14)).

$$Range_{Flexion}(i) = \max(Angle)(i) - \min(Angle)(i) \quad (13)$$

$$Range_{Extension}(i) = \max(Angle)(i-1) - \min(Angle)(i) \quad (14)$$

3.2.2.4. Statistical Analysis

The ranges of flexion and extension obtained using the IMU method were compared with the ranges of flexion and extension obtained using method. First, the Bland-Altman's method was used for comparison (J.M. Bland et Altman 1990; J. Martin Bland et Altman 2007; J Martin Bland et Altman 2010); then, the constant and proportional biases were determined from an ordinary least product regression (Ludbrook 2002; Hart et al. 2013; Berkman et al. 2016; Restan et al. 2019; Nascimento-Ferreira, Moraes, et Carvalho 2020), and finally, Pearson's linear

correlation coefficient was calculated (Matlab, MathWorks Help Center - Linear Regression., s. d.; Gibbons et Chakraborti 2003).

Bland-Altman's Method

The agreement among the two measurement techniques (the developed method with the IMU and the reference method with motion capture) was evaluated using Bland-Altman's method (J.M. Bland et Altman 1990; J. Martin Bland et Altman 2007; J Martin Bland et Altman 2010), meaning the precision and accuracy of the range of flexion and extension were studied. With this method, each of the n samples is represented on a graph by assigning the mean of the two measurements as the x-value and the difference between the two measurements as the y-value. These equations describe the Bland-Altman's method:

$$Difference = Developed\ Method - Reference\ Method \quad (15)$$

$$Bias = mean(Difference) \quad (16)$$

$$SD = standard\ deviation(Difference) \quad (17)$$

$$LimitAgreementHigh = Bias + 1.96 \times SD \quad (18)$$

$$LimitAgreementLow = Bias - 1.96 \times SD \quad (19)$$

The accuracy, i.e., bias (Equation (16)), corresponded to the mean difference between the developed method values and reference method values. The precision corresponded to the standard deviation of the differences (SD) (Equation (17)). The limits of agreement (Equations (18) and (19)) were also calculated, defined as the range including 95% of the difference values. All the results were expressed in degrees.

Ordinary Least Product Regression

To determine the constant and proportional bias, the ordinary least product regression method was used (Ludbrook 2002; Hart et al. 2013; Berkman et al. 2016; Restan et al. 2019; Nascimento-Ferreira, Moraes, et Carvalho 2020). The biases were calculated using the Matlab software (Matlab R2021b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) functions "fitlm" and "coefCI" (Matlab, MathWorks Help Center -Fit linear regression model., s. d.; Matlab, MathWorks Help Center - Confidence intervals of coefficient estimates of linear regression model., s. d.). The degree of constant bias was calculated using the 95% confidence interval (95% CI) of the y-intercept. If the 95% CI for the intercept included the value of zero, there was no constant bias. The proportional bias was determined from the 95% CI of the slope. If the 95% CI of the slope included the value of 1.0, there was no proportional bias.

Correlation

To study the link between both methods, linear regression curves (Matlab, MathWorks Help Center - Linear Regression., s. d.) were plotted. Pearson's correlation coefficient (Pearson's r) (Gibbons et Chakraborti 2003) was calculated using the Matlab software function "corr" (Matlab R2021b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Pearson's correlation coefficient was compared to the thresholds defined by Cohen (1992) to evaluate the relationship's strength (0–0.1: none; 0.1–0.3: small; 0.3–0.5: medium; >0.5: large) (Cohen 1992).

3.2.3. Results

The number of flexion/extension movements captured using both systems is shown in Table 7. The analyzed strides were selected when the gait was stabilized. The number of strides per horse and per gait could be random, depending on the number of full strides performed into the camera field. This information was not available prior to the start of the processing of the data.

Gait	Horse	Number of flexion/extension movements
Walk	Horse 1	26
	Horse 2	42
	Horse 3	24
Trot	Horse 1	48
	Horse 2	88
	Horse 3	26
	Horse 4	38
Gallop	Horse 2	26
	Horse 3	2
	Horse 4	20

Table 7. Number of flexion/extension movements analyzed in the presented data set.

The mean range of flexion and the mean range of extension, for each gait, from both methods, are shown in Table 8.

Gait	Motion Capture		IMUs	
	<i>Flexion</i>	<i>Extension</i>	<i>Flexion</i>	<i>Extension</i>
Walk	2.6° (\pm 1.3°)	2.5° (\pm 1.3°)	3.7° (\pm 1.1°)	3.8° (\pm 1.1°)
Trot	3.9° (\pm 1.1°)	3.9° (\pm 1.1°)	4.3° (\pm 1.6°)	4.2° (\pm 1.7°)
Gallop	9.5° (\pm 1.3°)	9.8° (\pm 1.4°)	11.3° (\pm 1.6°)	11.4° (\pm 1.7°)

Table 8. Comparison of mean (\pm SD) range of flexion/extension of the back got from Motion Capture and IMUs (in degree (°)).

For the range of flexion, the precision and accuracy of the developed method are shown in Table 9 and Figure 30A. Whatever the condition, the average bias was less than 0.8° (\pm 1.5°). There was a constant bias of 0.69° (95% CI 0.37 to 1.01) between the developed method and the reference method. However, there was no proportional bias (bias of 1.02°, 95% CI 0.96 to 1.09). The correlation curve between both methods is shown in Figure 31A, with a large Pearson's *r* of 0.86.

	Bias	SD	ULA	LLA	Pearson's <i>r</i>
Flexion	0.8°	1.5°	3.7°	-2.1°	0.86
Extension	0.8°	1.4°	3.6°	-2,0°	0.88

*Table 9. Bland–Altman's comparison (in degree (°)) of the reference range of flexion and extension and range of flexion and extension got from the developed method. Accuracy (Bias), precision (SD), upper/lower limits of agreement (ULA and LLA) and the Pearson's correlation coefficient (Pearson's *r*) are indicated for range of flexion and extension of the back.*

For the range of extension, the precision and accuracy of the developed method are shown in Table 9 and Figure 30B. Whatever the condition, the average bias was less than 0.8° ($\pm 1.4^\circ$). There was a constant bias of 0.76° (95% CI 0.46 to 1.05) between the developed method and the reference method. However, there was no proportional bias (bias of 1.00° , 95% CI 0.95 to 1.06). The correlation curve between both methods is shown in Figure 31B, with a large Pearson's r of 0.88.

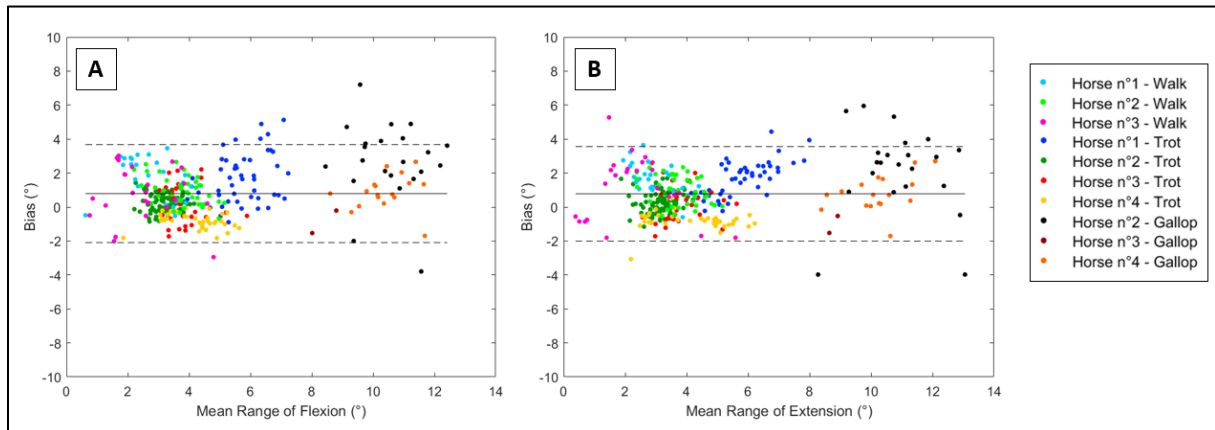


Figure 30 : Bland–Altman's plot (in degree ($^\circ$)) of the reference (MOCAP) range of flexion (A) and extension (B) and range of flexion and extension got from the developed method (IMU). One color represents one horse at one gait.

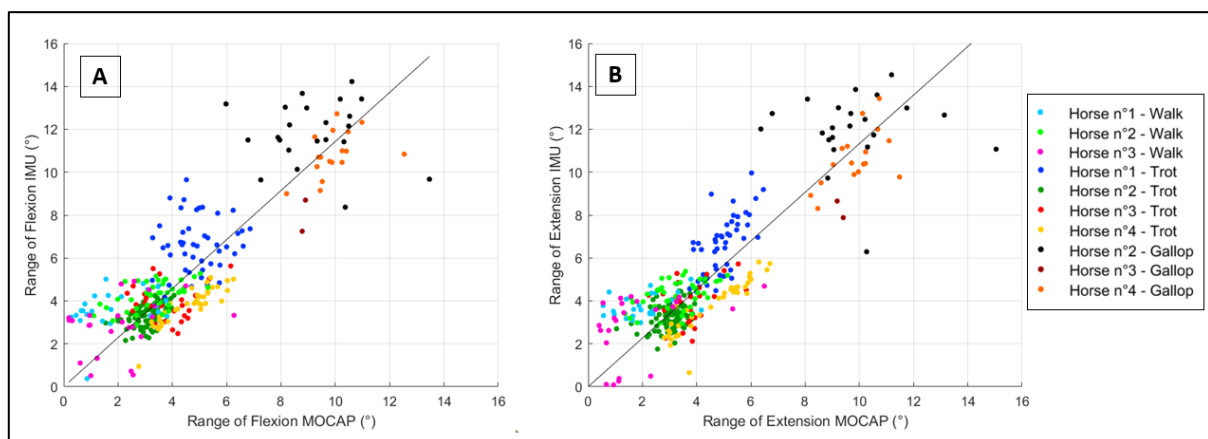


Figure 31 : Pearson's correlation curves between the reference (MOCAP) range of flexion (A) and extension (B) and range of flexion and extension got from the developed method (IMU). One color represents one horse at one gait.

3.2.4. Discussion and Conclusions

In this study, an innovative method of back flexion/extension quantification was developed based on only three IMUs located on the withers, the thoracolumbar region, and the *tuber sacrale* of the pelvis for walking, trotting, and galloping in field conditions. Only three IMUs were used because we aimed to develop a simple and functional tool that provides precise movement quantification. To do that, we needed to verify that the range of flexion/extension measured with three IMUs matches the measurements collected with a MOCAP gold standard method and with previously published data.

Denoix (1999) found a total range of flexion/extension of 26.3° in the lumbosacral joint and a total range of flexion/extension of 5.4° in the thoracolumbar region (between the T17 and T18 and between the T18 and L1 vertebrae) from fresh carcasses. Our method measures a global back angle between the withers, thoracolumbar region, and pelvis, which is not directly comparable with the range of motion found by Denoix (1999). In our study, the maximum range of motion measured with both systems was 9.8° ($\pm 1.4^\circ$) using the MOCAP system and 11.4° ($\pm 1.7^\circ$) using the IMUs during galloping. Although Denoix (1999) measured an intervertebral angle whereas we measured a global back angle, our results appear to be consistent with studies carried out on isolated anatomical parts.

A comparison of our results with other in vivo kinematic studies shows that the amplitude of flexion/extension measured in our study in the thoracolumbar region is also consistent with previously published work. During trotting, our results using MOCAP showed a mean range of flexion of 3.9° ($\pm 1.1^\circ$) and a mean range of extension of 3.9° ($\pm 1.1^\circ$). Compared to other studies that found mean ranges of flexion/extension between 2.9° (Audigié et al. 1999) and 5.0° (Barrey 1999) during trotting in a straight line, our results are in the same range. During galloping, our results showed a mean range of flexion of 9.5° ($\pm 1.3^\circ$) and a mean range of extension of 9.8° ($\pm 1.4^\circ$) in a large circle in the left rein. These results are consistent with the results of Egenvall et al. (2022), who found a mean range of flexion/extension of 9.2° in the same conditions. These converging results with MOCAP allow us to compare our IMU results to the MOCAP results, which could be considered a reliable reference.

Our developed method using IMUs has the advantage of being applicable in field conditions in comparison to our MOCAP method, which requires laboratory conditions. The IMU method

showed a mean bias of 0.8° ($\pm 1.5^{\circ}$) for flexion movements and a mean bias of 0.8° ($\pm 1.4^{\circ}$) for extension movements, all gaits combined, in comparison with the MOCAP method using Bland–Altman’s comparison. In a previous study (Martin et al. 2014), the mean bias of the thoracolumbar angles between the IMU and MOCAP methods was 0.65° ($\pm 0.47^{\circ}$) during trotting and 0.63° ($\pm 0.44^{\circ}$) during galloping. In this study, the data were recorded only using one horse on a treadmill involving a stabilized gait and more repeatable strides between themselves. In our study, four horses were practiced in real conditions involving variable speeds and strides.

The range of flexion and range of extension were calculated separately in our study. We noticed a mean difference between the range of flexion and extension of 0.3° from MOCAP and 0.1° from the IMUs. Nevertheless, the bias measured between MOCAP and IMUs remains the same, with 0.8° of bias for both movements.

The ordinary least product regression method showed no proportional bias between both methods and a constant bias of 0.69° and 0.76° for the range of flexion and extension, respectively. These results demonstrate the existence of a linear relationship between both methods. The range of flexion and extension calculated with the developed method (IMUs) was consistently slightly superior to the range of flexion and extension obtained using the reference method (MOCAP). This constant bias was small (less than 1°) but cannot be completely ignored, given the small amplitude of flexion-extension movements of the back. In a clinical context, however, the essential result is the absence of proportional bias demonstrated in this study, given that the crucial point is to be able to measure the variation of movements in different circumstances or during longitudinal monitoring. Absolute bias should not be a major problem as long as it is constant.

This study presents some limitations. First, only four sound horses were included in the study. This small amount of collected data does not present significant population diversity. However, analyzing the variability of back mobility in a large population of horses was not the purpose of the study. In this study, the first objective was to validate a method with a sufficient number of back movements. We were able to analyze 340 movements of flexion/extension, all gaits confused, and all horses combined.

Another limitation of our study is the prerequisites to use this method. Indeed, we need to know the distance between the IMU placed on the withers, the thoracolumbar region, and the distance

between the IMU placed on the thoracolumbar region and the pelvis. It is also important that the horses stand still for a short moment to be able to correct the orientation of the sensors using the gravity acceleration measurement. These are two essential prerequisites for the quality of the measurements.

For the galloping conditions, only the left rein circle was tested in this study. The gallop is an asymmetric gait with a different mechanism between the left and right rein. In this study, horses galloped in very wide circles with recording zones tangential to the straight lines. In these conditions, we assumed that the range of flexion/extension would be similar between the two reins for sound horses. Applying this method to tighter curves would require further validation in order to ensure that the inclination of the horse and the back curvature (lateroflexion) within the curves did not influence the IMU results.

To conclude, this study presents an original method to quantify horses' back mobility during walking, trotting, and galloping in veterinarian examination conditions (walking and trotting in a straight line and galloping in a circle). The use of IMUs to quantify horses' back mobility would help veterinarians in their diagnostics. It would also help them to measure the evolution of horses' back mobility in the case of the longitudinal monitoring of the horse. The range of flexion/extension measured using MOCAP and IMUs reflects the range of flexion/extension measured in other studies and reflects anatomical reality. The next step of this study would be to calibrate the measurement by comparing it with a clinical opinion, which should render it possible to discriminate between sound and pathological horses. Thus, in future plans, the method developed using IMUs could be compared with the grade of dorsal restriction visually attributed by veterinarians during the examination of horses suffering from back pain. The correlations with the subjective observations by specialist veterinarians could provide us with information on the robustness and reliability of our method for detecting restricted back mobility. Finally, this method could be used in a rehabilitation protocol of dorsalgic horses to realize a longitudinal evaluation of their back mobility.

3.3. A PILOT STUDY ON THE CORRELATION BETWEEN AN IMUS BACK FLEXION/EXTENSION QUANTIFICATION METHOD AND THE VISUAL ASSESSMENT OF BACK MOBILITY DEFECT BY EXPERT VETERINARIANS ON HORSES TROTting ON TREADMILL

3.3.1. Introduction

Horse back health is essential in equestrian sport, especially by the ability of the horse back to carry his rider (Ridgway et Harman 1999; Willem Back et Clayton 2013). Back pain in horses is at the origin of performance decreases (Jeffcott et al. 1982; Barrey 1999), necessarily involving treatment and rest periods (King 2016). Musculoskeletal disorders are the first reason for medical consultation in horses (Burgaud et Genoux 2019). Then, monitoring horse locomotion, including back movements, can be considered as a priority and as a major concern for the improvement of animal welfare.

The main back movements on the horses are flexion (ventral bending with a dorsal convexity) and extension (dorsal bending with a ventral convexity), occurring in the median plane (Willem Back et Clayton 2013). At trot, this movement is mainly passive, due to the weight of horse's visceral mass which moves according to the stance phases and propulsion phases of stride. At this gait, the spine undergoes two cycles of flexion/extension per stride (Hardeman et al. 2020), involving a stress on the spinal column during locomotion (Burgaud et Genoux 2019). During veterinarian examination, the horse locomotion is visually evaluated to identify a potential injury (K. G. Keegan et al. 2010; Sandra Dorothee Starke et Oosterlinck 2019). Back mobility could also be assessed by veterinarian during this locomotor examination and back mobility grades are attributed (Jeffcott 1980; Coudry et al. 2007; Maldonado et al. 2022). Dorsalgic horses show clear signs of pain/discomfort on palpation, especially when these reactions do not decrease with repeated palpation. Their neuromuscular control is really impacted and they decrease their back flexion/extension range of motion (Willem Back et Clayton 2013). However, the gradation methods stay subjective and the repeatability between veterinarians of visual scoring of mobility of the equine back is low (Spoormakers et al. 2021). It suggests that a method to repeatedly quantify equine back motion needs to be developed.

Recently, our team developed an Inertial Measurements Units (IMUs) back flexion/extension quantification method (Hatrissse et al. 2023). This method allows to get a range of back flexion and a range of back extension. Compared to the Motion Capture (MOCAP) reference, the accuracy of this method is $0.8^\circ (\pm 1.4^\circ)$ (Bias (\pm SD)) for flexion movement, and $0.8^\circ (\pm 1.5^\circ)$ (Bias (\pm SD)) for extension movement, whatever the gait.

In this context, the aim of this study was to evaluate the relationship between the results obtained using this new method of back flexion/extension quantification from inertial measurement units mounted on the horse's withers, thoracolumbar region and pelvis (Hatrissse et al. 2023), and the back mobility grade attributed by veterinarians during locomotor examination.

3.3.2. Materials and Methods

3.3.2.1.Horses

Thirteen French Saddlebred horses (ten gelding and three mares, height 168 ± 8 cm (mean \pm SD), age 10 ± 3 years (mean \pm SD)) were included in the study for rehabilitation protocol of twelve weeks. All the included horses were previously diagnosed as “dorsalgic” or “cervicalgic” and showed specific clinical signs of a back or cervical pathology. Prior to the procedure, the protocol was examined and approved by the dedicated clinical research ethics committee (Comité d’Ethique en Recherche Clinique, ENVA, N° 2022-09-19).

3.3.2.2.Locomotor examination

During twelve weeks of protocol, horses were examined once a month. They trotted on a treadmill during one minute minimum at 4 m.s⁻¹ speed. The speed was chosen by the veterinarian according to the horses locomotion and their capabilities.

The treadmill locomotor examinations were filmed. From videos replay, four veterinarians assessed visually the horse back mobility. They agreed and attributed one global back mobility grade per examination. The gradation method is described below.

3.3.2.3. Gradation method

Visual evaluation was realized by expert veterinarians graduated as DESV (French certification as a specialist in equine locomotor pathology) and certified ISELP (International Society of Equine Locomotor Pathology). The back mobility gradation method, according to Coudry et al. (2007) and Maldonado et al. (2022), is described in Table 10.

Score	Grade	Description
0	Absence	Normal thoraco-lumbar (TL) flexibility, the horse is extremely supple
1	Mild	TL mobility mildly decreased, but the horse is still supple
2	Moderate	TL mobility is decreased
3	Marked	Marked decrease of TL mobility, shortened strides, horse appears stiff
4	Severe	Absence of TL mobility, marked shortened strides, horse appears extremely stiff

Table 10. Back mobility defect gradation method during dynamic locomotor examination.

3.3.2.4. Data Acquisition

During the locomotor examination, horses were equipped with nine synchronized IMUs (Blue Trident, dual-g sensors, Vicon Motion Systems Ltd United Kingdom) with a full-scale range of 16g (Low-g), 2000°/s, 16 bits, sampling at 225Hz. IMUs were positioned on the head, the withers, T18 vertebrae, the pelvis, and on the third metacarpal bone (cannon bone) of the four limbs (Figure 32). The developed method only uses the withers, the thoracolumbar (T18 vertebrae) and the pelvis IMUs (Figure 32, circles) to quantify the back flexion/extension range of movement. The calculation method of the flexion range of movement and extension range of movement is described in Hatrisse et al. (2023).

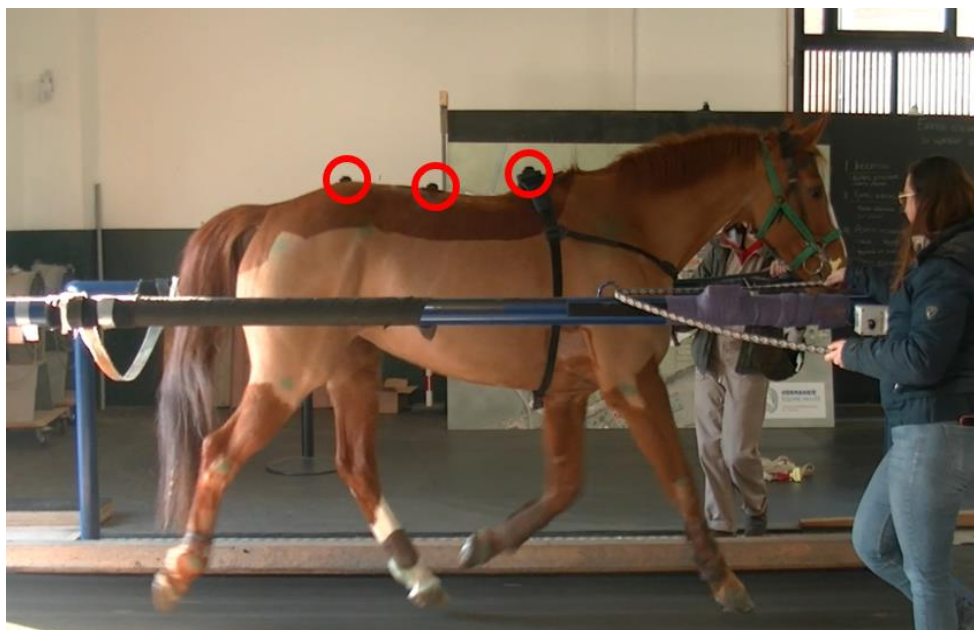


Figure 32: IMUs localization on the horse.

For each stride, two movements of flexion and two movements of extension were observed (Figure 33), given a mean range of flexion and a mean range of extension per stride (“FlexionStride(i)” & “ExtensionStride(i)”, Equation (1) & (2)).

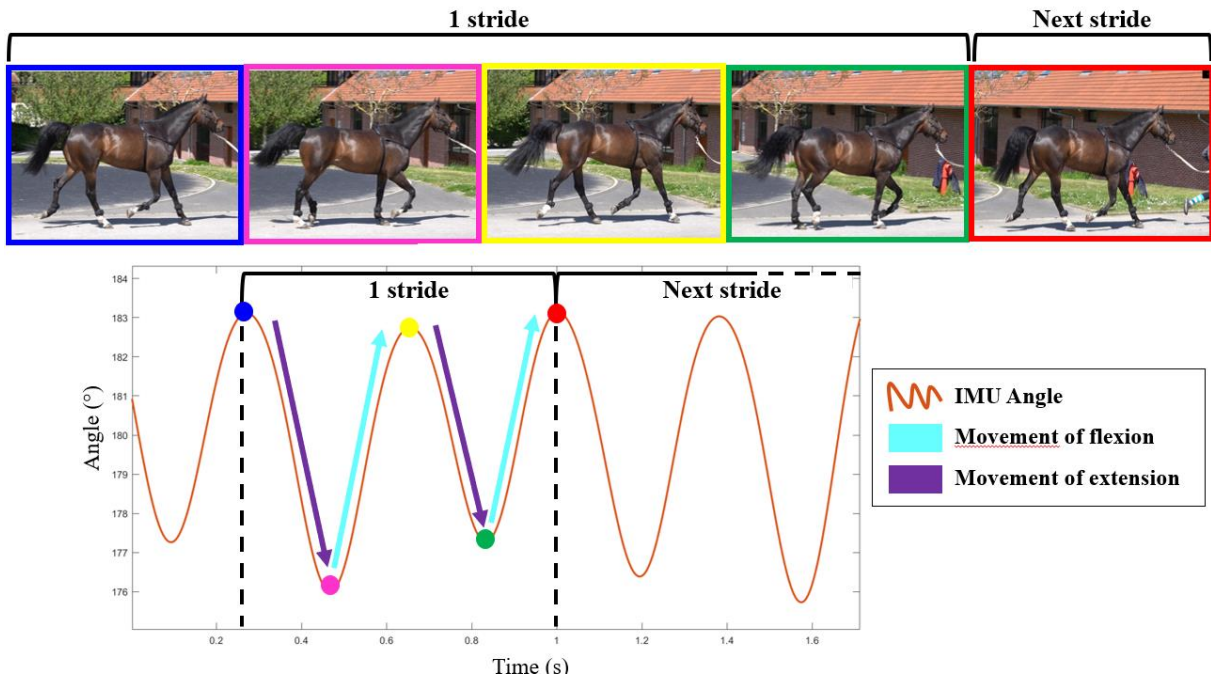


Figure 33 : Movements of flexion/extension during one stride. The orange curve is the variation of angle, got from IMUs. The blue and yellow points on the curves match with the two maximums of movement, which occurs during swing phases (blue and yellow box). The pink and green points match with the two minimums of movement, which occurs during stance phases (pink and green box). The red point matches with the maximum of movement of the next stride, which occurs during the first swing phase of the next stride (red box). The purple and cyan arrows show, respectively, the both movements of extension and flexion; during one stride.

From all the strides (i) of the examination, an average of all the flexion ranges of motion and an average of all the extension ranges of motion was calculated (“Flexion_{Exam}” & “Extension_{Exam}”, Equation (3) & (4)). Finally, a mean range of flexion/extension was calculated for each horse, from the mean range of flexion and the mean range of extension (“ROM_{Exam}”, Equation (5)).

$$Flexion_{Stride(i)} = \frac{(Flexion1_{Stride(i)} + Flexion2_{Stride(i)})}{2} \quad (1)$$

$$Extension_{Stride(i)} = \frac{(Extension1_{Stride(i)} + Extension2_{Stride(i)})}{2} \quad (2)$$

$$Flexion_{Exam} = \text{mean}(Flexion_{Stride(i)}) \quad (3)$$

$$Extension_{Exam} = \text{mean}(Extension_{Stride(i)}) \quad (4)$$

$$ROM_{Exam} = \frac{Flexion_{Exam} + Extension_{Exam}}{2} \quad (5)$$

This mean range of flexion/extension (“ROM_{Exam}”) was directly compared with the associated back mobility grade.

3.3.2.5. Statistical Analysis

The first step of analysis was to check if the range of flexion/extension got from the developed method (Hatrissse et al. 2023) in the different back mobility grades followed a normal distribution, using a Shapiro-Wilk test (Shapiro et Wilk 1965). To study if the variance of the range of flexion/extension got from the developed method in the different back mobility grades are homogeneous, a Levene's test for homogeneity of variances was then realized.

The second step of analysis was to study the link between range of flexion/extension got from the developed method and the attributed back mobility grade, using an ANOVA test (Cohen 1988). To compare groups, two by two, a Tukey-Kramer Post-Hoc test was realized (Aslam et Albassam 2020), allowing to highlight if the mean range of flexion/extension calculated for at least one grade is statistically different than that for other grades.

For all analyses, the significance level was set to $\alpha = 5\%$.

3.3.3. Results

In average, horses performed 74 ± 17 strides (mean \pm SD)) per examination. The **Table 11** shows the number of examinations, per grade and in total, all horses confused, and the mean and standard deviation of range of flexion/extension measured associated. The observed range of flexion/extension in the Table 11 are low and the difference of mean range between the grades are very small.

Grade	0	1	2	3	4	Total
Number	2	11	27	13	4	57
Mean (°)	4.91	3.87	3.65	3.57	2.99	3.67
Standard deviation (°)	0.07	0.75	0.58	0.79	0.82	0.72

Table 11. Number of examinations, per grade of back mobility defect and in total, all horses confused, and the mean and standard deviation of range of flexion/extension measured associated.

The p-values of the Shapiro-Wilk test and the Homogeneity of variance test are shown in Table 12. The p-value for the Grade 0 can not be calculated because this grade includes only two examinations.

Grade	p-value Shapiro-Wilk test	p-value Levene's test for homogeneity of variances
0	/	
1	0.47	
2	0.89	0.16
3	0.31	
4	0.31	

Table 12. p-values of the Shapiro-Wilk test and the Homogeneity of variance, per grade.

If we consider an alpha level of 0.05, all groups meet the normality assumption (all Shapiro-Wilk p-values > 0.05). The variances across the groups are equal because p-value of Levene's test is superior to 0.05 (p-value = 0.16 > 0.05).

The normality of the data in all classes are checked and the homogeneity of variances is also checked, that orient the statistical analysis toward an ANOVA test.

The ANOVA test p-value of 0.025 is inferior to the alpha level of 0.05, which shows that the mean range of flexion/extension of at least one grade is different from the mean range of flexion/extension of another grade.

The range of flexion/extension boxplots, per grade, and the statistical differences of mean range of flexion/extension between grades are shown in Figure 34. The Post-Hoc test shows the mean

range of flexion/extension of grade 0 horses is statistically higher than the measured mean range of flexion/extension of grade 4 horses (p-value = 0.015). There is no statistical difference between mean range of flexion/extension measured in other grades.

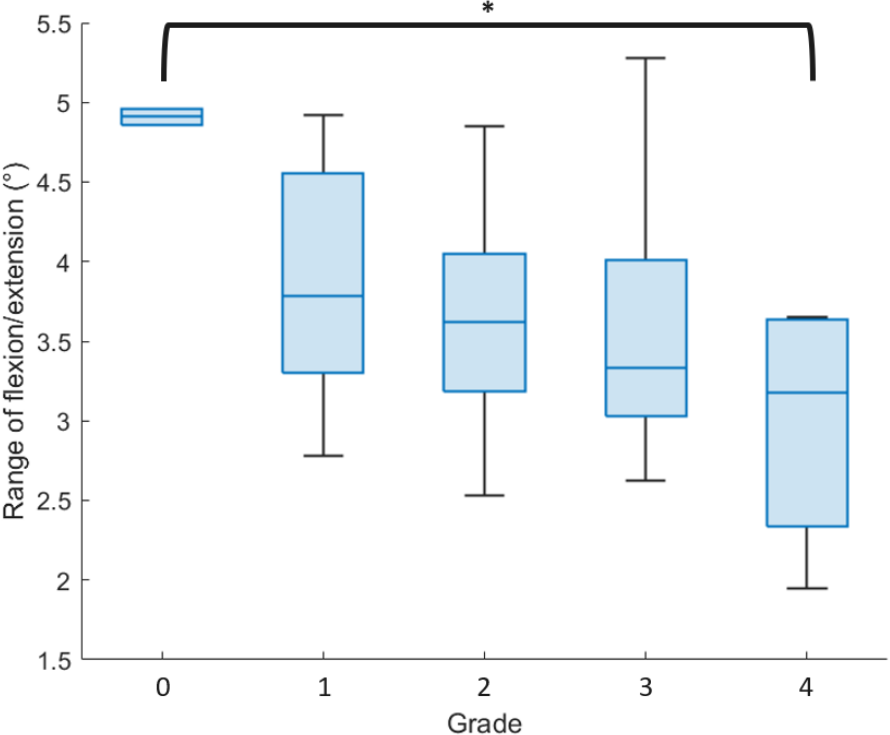


Figure 34 : Box plot of the range of flexion/extension per back mobility grade. Black hooks represent the degree of significance (p-value, Post-Hoc test) of the range of flexion/extension differences between one grade and another (* indicate a p-value<0.05). If nothing is indicated, there is a not significant p-value.

3.3.4. Discussion and Conclusions

In this pilot study, a quantitative method of back flexion/extension evaluation, based on only three IMUs located on the withers, the thoracolumbar region and the pelvis (Hatrissé et al. 2023), was compared to a visual and subjective evaluation from expert veterinarians (Coudry et al. 2007; Maldonado et al. 2022), at trot, on treadmill. To our knowledge, no other method specifically designed to quantify a global angle of flexion and extension, which reflects overall back mobility under field conditions, has been explored. This study appears to be among the first to focus on such a comparison.

The correlations with the subjective observations made by specialist veterinarians seem to show a significant relation (ANOVA test p -value = 0.025, p -value < 0.05) such as the higher the grade, the smaller the flexion/extension range. Moreover, the Post-Hoc test shows that the range of flexion/extension measured for grade 0 horses is higher than the one of grade 4 horses.

This study has several limitations. Firstly, the comparison was conducted on only 57 examinations, of which only two were classified as Grade 0 and four as Grade 4. A selection bias is present, as the study population includes only horses with dorsal and/or cervical pain, which explains the low number of horses in Grade 0.

Additionally, this study was not sufficient to confirm that the measured range of flexion/extension is significantly different across other grades. However, the protocol is ongoing, and more horses are currently being included in the study.

Another limitation of this study relates to the examination conditions tested. The results presented focus solely on the trot and treadmill conditions. However, a comprehensive locomotor examination also includes evaluations on a straight line on asphalt, a straight line on sand, and circles. Veterinarians assess the horse's locomotion at various gaits beyond just the trot. Although treadmill conditions offer the advantage of controlling speed and maintaining stride and back movements regularity, they are not feasible in all settings (Sapone et al. 2020). The method for quantifying back mobility (Hatrissé et al. 2023) has been validated at walk, trot, and gallop, as well as in field conditions. Future phases of this project will further assess correlations across other gaits and under various field conditions. In this study, veterinarians' opinions are used as a reference (Coudry et al. 2007; Maldonado et al. 2022). Despite some

criticism, veterinarians assessments remain the foundation for all equine locomotor examinations (K. G. Keegan et al. 2010; Sandra Dorothee Starke et Oosterlinck 2019).

In conclusion, this pilot study compares an innovative method for quantifying horse back mobility with the mobility grade visually assessed by veterinarians under treadmill conditions. The use of IMUs to quantify back mobility could assist veterinarians in their diagnostics, offering an objective measure of a horse's back mobility and facilitating the monitoring of changes over time. As part of ongoing longitudinal assessments, future studies will focus on tracking the evolution of back mobility in these horses.

This study shows a relationship between the measured range of flexion/extension and the grade assigned by veterinarians. However, the range of flexion/extension at the trot on a treadmill alone does not appear sufficient to distinguish between different grades of back mobility. Therefore, additional examination conditions need to be evaluated. Other locomotor parameters, such as the range of protraction and retraction, are also linked to back mobility, and veterinarians often consider these factors when diagnosing back mobility issues. In future work, the method developed using IMUs could be tested across various gaits and under field conditions. To increase the statistical power of our study, a larger number of horses will be included in the protocol. Additionally, machine learning techniques incorporating a broader range of locomotor parameters will be employed to better discriminate between grades of back mobility defects.

3.4. SYNTHÈSE ET PERSPECTIVES

Ce chapitre présente une méthode originale de quantification du mouvement de flexion/extension thoraco-lombaire, applicable aux trois allures et dans des conditions d'examens locomoteurs. Cette méthode permet de quantifier un mouvement très subtil avec un biais moyen de $0,8^\circ$ d'amplitude de flexion/extension. La validation de cette méthode par confrontation avec les avis d'experts vétérinaires a révélé une corrélation significative entre l'amplitude de flexion/extension du dos du cheval au trot sur tapis roulant, telle que mesurée par notre méthode, et le grade de défaut de mobilité dorsale attribué visuellement par ces vétérinaires. En effet, l'analyse ANOVA effectuée a révélé une p-value de 0,025 ($p < 0,05$), indiquant une différence statistiquement significative entre les deux ensembles de données. En revanche, l'étude des corrélations entre l'amplitude de flexion/extension calculée et les grades de défaut de mobilité dorsale attribués par les vétérinaires ne permet pas d'établir de distinctions statistiques significatives entre les différents grades.

Ce chapitre nous montre donc l'importance de quantifier le mouvement de flexion/extension thoraco-lombaire pour compléter l'analyse de la locomotion. Ces résultats renforcent notre intention d'élargir l'étude, présentée dans la section 3.2, à une population plus large de chevaux, incluant notamment des chevaux en bonne santé, et d'explorer d'autres conditions d'examens locomoteurs. L'objectif sera de discriminer les grades de défaut de mobilité dorsale à partir des amplitudes de flexion/extension calculées

Les méthodes de quantification des différents paramètres locomoteurs du cheval, comme les paramètres spatio-temporels de la foulée (chapitre 2), d'amplitudes de protraction et de rétraction des membres (Sapone et al. 2021), d'amplitudes d'extension maximum du boulet (perspective d'étude), mais également les mouvements du tronc (Macaire et al. 2022) et les mouvements de flexion/extension du dos (chapitre 3), permettront de collecter de nombreuses données qui feront l'objet d'études futures, utilisant des méthodes de machine learning, pour permettre la détection précoce de lésions lors d'examens locomoteurs.

Ainsi, ces paramètres locomoteurs pourront être calculés lors des entraînements du cheval et analysés de manière automatisée. La modification soudaine ou progressive d'un ou plusieurs paramètres locomoteurs pourrait alors traduire l'apparition précoce de fatigue, annonçant l'éventualité de l'apparition d'une lésion.

De manière complémentaire, la quantification de la charge d'entraînement ainsi que l'évaluation de l'apparition d'une fatigue précoce chez le cheval revêtent une importance cruciale pour préserver son intégrité physique, quelles que soient les conditions. Ces aspects sont traités en détail dans le chapitre 4 de ce manuscrit.



CHAPITRE

4. Développement d'une méthode de quantification de la charge de travail en conditions réelles d'entraînement : résultats préliminaires

4.1. CONTEXTUALISATION

Dans le domaine équestre, l'élaboration des programmes d'entraînement et le contenu des séances pour les chevaux de sport reposent principalement sur les connaissances et l'expérience des cavaliers ainsi que de leurs vétérinaires. De manière similaire, l'évaluation du niveau de fatigue des chevaux au cours de l'entraînement est généralement fondée sur l'appréciation subjective des cavaliers, ce qui influence la planification des séances suivantes. Toutefois, des séances d'entraînement trop intenses ou trop fréquentes peuvent provoquer une accumulation de fatigue chez le cheval, augmentant ainsi le risque de développement de lésions irréversibles.

Les programmes d'entraînement du cheval incluent diverses catégories d'exercices (World Health Organization 2010; Galloux et al. 2018), souvent combinées au sein d'une même séance d'entraînement :

- **Exercices aérobies** : Aussi appelés activités d'endurance, ces exercices visent à améliorer la condition cardiorespiratoire. Ils sont associés à des efforts de faible intensité réalisés sur de longues durées.
- **Exercices anaérobies** : Ces exercices augmentent les performances physiques, telles que la force et la puissance musculaire. Ils sont caractérisés par des efforts de haute intensité sur de courtes durées.
- **Exercices d'assouplissement et de renforcement musculaire** : Ils regroupent les activités qui améliorent le tonus musculaire et la souplesse. Ces exercices sont majoritairement de nature aérobie.
- **Exercices d'équilibre et de coordination** : Ces exercices développent la technicité et la proprioception, des qualités fondamentales pour exécuter des mouvements avec un contrôle corporel optimal.

La plupart des entraînements regroupent ainsi plusieurs catégories d'exercices et permettent de fournir au cheval toutes les capacités nécessaires pour performer en compétition.

Dans ce contexte, fournir aux cavaliers un outil de quantification de l'intensité des entraînements leur permettrait d'ajuster leurs programmes d'entraînements de manière optimale.

Lors des exercices anaérobies, les processus biochimiques du corps du cheval impliquent une accumulation de lactate dans le sang. Au-delà d'un certain seuil, appelé « seuil anaérobie », cette accumulation devient un indicateur de fatigue musculaire (Assenza et al. 2014). La mesure du taux de lactate sanguin pendant l'effort permet de déterminer le temps passé en phase anaérobie, et ainsi d'objectiver l'intensité de l'entraînement ainsi que le niveau de fatigue musculaire ressenti par le cheval. Bien que des méthodes existent pour mesurer les taux de lactate durant l'effort, elles demeurent très invasives pour le cheval et contraignantes pour le cavalier (par exemple, les prises de sang nécessitent l'intervention d'un vétérinaire). L'enjeu est donc de proposer aux cavaliers un outil non invasif, utilisable quotidiennement, qui leur fournirait facilement ces informations. La section 4.3 de ce manuscrit présente une étude préliminaire d'une méthode de prédiction des états physiologiques aérobie et anaérobie du cheval lors d'un test d'effort, basée sur les outils de machine learning.

La diversité des disciplines et des exercices pratiqués par les chevaux et leurs cavaliers durant l'entraînement met en évidence la nécessité de développer un outil de quantification de la charge d'entraînement applicable à toutes les disciplines. La section 4.4 de ce manuscrit présente une étude exploratoire d'un indice d'intensité des séances d'entraînement, calculé à partir des paramètres physiologiques et locomoteurs du cheval, et prenant en compte sa condition physique individuelle.

4.2. DESCRIPTION DU PROTOCOLE D'ETUDE ET DES PARAMETRES PHYSIOLOGIQUES & LOCOMOTEURS CALCULES

Dans ce chapitre, nous détaillerons uniquement les parties du protocole du projet CAPT-ESE qui concernent spécifiquement l'objectif de quantification de la charge d'entraînement chez les chevaux montés. Ce projet inclut également d'autres volets, visant à répondre à diverses thématiques de recherche, qui ne seront cependant pas abordés ici.

Il est important de souligner que le projet CAPT-ESE s'étend sur une période de 4 ans, tandis que la durée de cette thèse est de 3 ans. Par conséquent, de nouveaux chevaux continuent d'être inclus dans l'étude et la collecte des données est toujours en cours au moment de la rédaction de ce manuscrit. En outre, certains aspects du protocole ont dû être ajustés après l'inclusion des premiers chevaux, ce qui a eu un impact direct sur l'exploitation des données. Ces ajustements peuvent entraîner, dans certains cas, des variations dans le nombre de sujets étudiés, en fonction des objectifs spécifiques de chaque analyse mais n'ont pas d'impact sur les conclusions tirées.

4.2.1. Protocole d'étude

Dans le cadre du projet ANR CAPT-ESE, l'objectif est d'inclure vingt chevaux adultes participant à des compétitions de saut d'obstacles, présentant des lésions vertébrales cervicales et/ou dorsales, dans le protocole d'étude.

Les chevaux inclus dans l'étude sont hébergés pendant 12 semaines au Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines (CIRALE – Pôle équin Normand de l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort). Le regroupement de tous les chevaux dans un même centre d'expérimentation permet de les évaluer dans des conditions uniformes (même alimentation, mêmes surfaces d'exercice, même piscine, mêmes cavaliers). Cela garantit un contrôle rigoureux du programme d'activités et permet de réaliser l'ensemble des examens de suivi sur un seul et même site.

Le protocole d'entraînement est identique pour tous les chevaux (Figure 35).

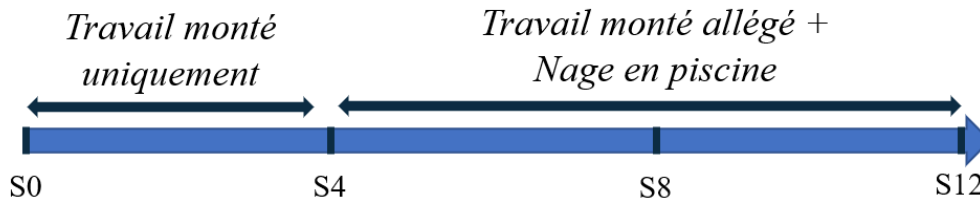


Figure 35 : Schéma du protocole d'entraînement des chevaux

Les chevaux commencent par quatre semaines de travail classique monté permettant, d'une part, l'acclimatation des chevaux au nouvel environnement, et d'autre part, une homogénéisation du niveau de travail des chevaux au bout de ces quatre semaines.

A partir de la cinquième semaine, les chevaux suivent huit semaines de travail monté allégé, au cours duquel trois séances hebdomadaires de travail en carrière sont remplacées par trois séances de nage en piscine.

Le programme d'entraînement des chevaux est standardisé (Tableau 13). Les chevaux sont entraînés dans cinq disciplines différentes et ont un jour de repos le dimanche. La description et les objectifs de chacune de ces disciplines sont détaillés dans le Tableau 14. A partir de la cinquième semaine, les séances montées du Lundi, Mercredi et Vendredi sont remplacées par des séances de nage en piscine. Le reste du programme d'entraînement reste identique tout au long du protocole. *Les effets du travail en piscine ne font pas l'objet de ce travail de thèse, ils ne seront donc pas détaillés dans ce chapitre.*

	De S1 à S4	De S5 à S12
Lundi	Plat	Piscine
Mardi	Gymnastique	Gymnastique
Mercredi	Galop sur piste	Piscine
Jedi	Obstacle	Obstacle
Vendredi	Plat	Piscine
Samedi	Longe	Longe
Dimanche	Repos (Marcheur)	Repos (Marcheur)

Tableau 13. Programme d'entraînement des chevaux par semaine







Discipline	Description	Objectifs / Intérêts	Illustration
Plat	Travail du cheval aux trois allures, en carrière. Pré-requis de tous les entraînements montés.	Assouplissement & Renforcement musculaire	
Gymnastique	Travail sur des petits obstacles ou barres au sol rapprochés	Equilibre & Coordination Technique Correction des faiblesses du cheval à l'obstacle	
Galop sur piste	Galop à vitesse standardisée sur piste de course Effort à intensité progressive	Exercice anaérobie Améliore la condition physique	
Obstacle	Enchaînement de plusieurs obstacles à la suite	Discipline de compétition Performance	
Longe	Travail non monté, aux trois allures. Travail en cercle autour du cavalier	Assouplissement & Renforcement musculaire Etirements, décontraction du cheval	
Marcheur (repos)	Marche en liberté dans un marcheur automatique	Sortie journalière Mental	

Tableau 14. Description et objectifs des disciplines imposées au chevaux dans leur programme d'entraînement

Aux semaines n°1, n°4, n°8 et n°12, les chevaux effectuent un test d'effort, dont le protocole est décrit dans le Tableau 15. Ces tests sont standardisés et suivent le même principe que les séances de galop sur piste, avec un effort à intensité progressive. Les tests d'effort consistent en un palier de trot suivi de trois paliers de galop, avec des vitesses et distances parcourues fixes et imposées. Des prélèvements sanguins sont effectués par les vétérinaires avant l'effort, entre chaque palier, ainsi que 5 et 15 minutes après l'effort. Ces échantillons sont ensuite envoyés au laboratoire pour doser le taux de lactate dans le sang.

Dans les sections suivantes, nous montrerons que ces tests d'effort servent de référence pour évaluer l'intensité de l'entraînement et les comparer aux autres séances d'entraînement.

Palier	Allure	Vitesse	Distance
Prise de sang « Repos »			
1	Trot	4,2 m/s (= 15 km/h)	700 m
Prise de sang « Palier 1 »			
2	Galop	5,6 m/s (= 20 km/h)	700 m
Prise de sang « Palier 2 »			
3	Galop	7,5 m/s (= 27km/h)	1400 m
Prise de sang « Palier « 3 »			
4	Galop	9,7 m/s (= 35 km/h)	1400 m
Prise de sang « Palier 4 »			
Prise de sang « Récup 5min »			
Prise de sang « Récup 15min »			

Tableau 15. Déroulement d'un test d'effort

Pour chacun des entraînements (à l'exception des séances de marcheur) et des tests d'effort, les chevaux sont équipés de capteurs à partir desquels les méthodes d'analyse de la locomotion et de quantification de la charge d'entraînement ont été développées.

La Figure 36 illustre l'équipement utilisé sur les chevaux. Ceux-ci sont équipés de cinq capteurs IMUs (Blue Trident, dual-g sensors, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) enregistrant jusqu'à 16 g (Low-g) et 2000°/s, avec une résolution de 16 bits et un échantillonnage de 225 Hz. Les IMUs sont positionnées sur la face latérale des quatre canons, directement intégrées dans les protections du cheval, et au niveau du sternum, fixée à la sangle de la selle. Les chevaux sont également équipés du système EQUIMETRE® (décrit dans la section 1.3.4 de ce

manuscrit) comprenant un cardiofréquencemètre et un GPS, échantillonnant à une fréquence d'acquisition de 1 Hz.



Figure 36 : Equipement du cheval lors de ses entraînements. Les flèches rouges indiquent la localisation des IMUs dans l'équipement du cheval. La flèche bleue indique le système cardiofréquencemètre & GPS EQUIMETRE®.

Les données des IMUs et de l'EQUIMETRE® sont enregistrées et stockées sur un serveur local. L'exploitation de ces données est décrite dans les sections suivantes de ce chapitre.

4.2.2. Calcul des paramètres physiologiques et locomoteurs

À partir des données recueillies via les IMUs et le système EQUIMETRE® lors des entraînements montés quotidiens et des tests d'effort, plusieurs paramètres physiologiques et locomoteurs sont calculés. Ces paramètres seront utilisés dans les études présentées dans ce chapitre pour quantifier la charge d'entraînement.

La première étape consiste à synchroniser les données issues des IMUs, qui échantillonnent à 225 Hz, et du système EQUIMETRE®, qui échantillonne à 1 Hz. Ces deux dispositifs fournissent les temps d'enregistrement en millisecondes (pour les IMUs) et en secondes (pour l'EQUIMETRE®), mais utilisent également une unité de temps universelle : l'heure Unix. L'heure Unix est une mesure du temps basée sur le nombre de secondes écoulées depuis le 1er janvier 1970 à 00h00min00sec (UTC). La synchronisation des IMUs et de l'EQUIMETRE® a

été réalisée à partir de cette référence temporelle. Ainsi, il est possible de déterminer précisément (à la seconde près) les moments de début et de fin des enregistrements pour chacun des outils, et de ne sélectionner que les données correspondant aux périodes communes en heures Unix entre les deux dispositifs.

En raison des différentes fréquences d'échantillonnage, il a ensuite été nécessaire de rééchantillonner les données afin d'obtenir une fréquence uniforme et ainsi simplifier les calculs ultérieurs. L'EQUIMETRE® échantillonne à une fréquence de 1 Hz, ce qui fournit une valeur par seconde. Les données de l'EQUIMETRE® ont donc été suréchantillonnées pour correspondre à la fréquence des IMUs, soit 225 Hz. Après ce rééchantillonnage, nous obtenons 225 valeurs par seconde, chacune correspondant à une donnée des IMUs. Lors du processus, chaque valeur de l'EQUIMETRE® a été répétée 225 fois.

L'ensemble de l'exploitation des données présentée dans ce chapitre a été réalisé à l'aide du logiciel Matlab (Matlab R2021a, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Les paramètres physiologiques suivants ont été calculés : temps d'effort, nombre de foulées, durée de foulée, longueur de foulée, vitesse, fréquence cardiaque et énergie mécanique cumulée. Ils sont décrits ci-dessous.

Les débuts et fin de séances sont définis selon l'exercice ciblé. Comme nous verrons que dans la section 4.3, uniquement les quatre paliers des tests d'effort sont ciblés, en excluant le temps avant, entre et après ces paliers. Dans la section 4.4, la totalité de l'entraînement est considérée, en négligeant uniquement les périodes d'arrêt du cheval.

Temps d'effort

Le temps d'effort correspond au temps (en secondes) de la séance.

Nombre de foulées

Le nombre de foulées correspond au nombre de foulées, toutes allures confondues, réalisé sur toute la durée de la séance.

La méthode de détection des débuts et fins d'appui, décrite dans la section 2.2, ainsi que la méthode de découpage des foulées de trot (Hatrisse et al. 2022) ont été utilisées dans cette étude.

Toutefois, une adaptation de la méthode initiale de découpage des foulées a été nécessaire afin d'automatiser la détection des foulées aux trois allures.

Dans la méthode décrite dans Hatrisse et al. (2022), les foulées sont découpées entre chaque pic maximal du signal de l'axe Y du gyroscope de l'IMU positionnée sur le canon antérieur gauche (mesurant la vitesse angulaire de rotation du canon autour d'un axe transversal, désigné par « GyrY canon antérieur gauche » dans les Figures). Ce pic apparaît pendant la phase de soutien du membre pour chaque foulée. La Figure 37 illustre le signal brut de la vitesse angulaire selon l'axe Y du canon antérieur gauche, pour chaque allure. Ces pics sont observés à chaque allure mais leurs amplitudes et leurs fréquences d'apparition varient selon l'allure.

Pour garantir et automatiser la détection de ces pics, indépendamment de l'allure, nous avons ajouté une étape de filtrage, au signal GyrY du canon antérieur gauche, en appliquant un filtre passe-bas de Butterworth, d'ordre 4, avec une fréquence de coupure fixée à 2,5 Hz. Les foulées ont ensuite été découpées à partir du signal filtré (désigné par « GyrY filtré canon antérieur gauche ») (Figure 37). Le pic maximum de ce signal a été choisi pour définir la transition entre deux foulées, comme illustré dans la Figure 37.

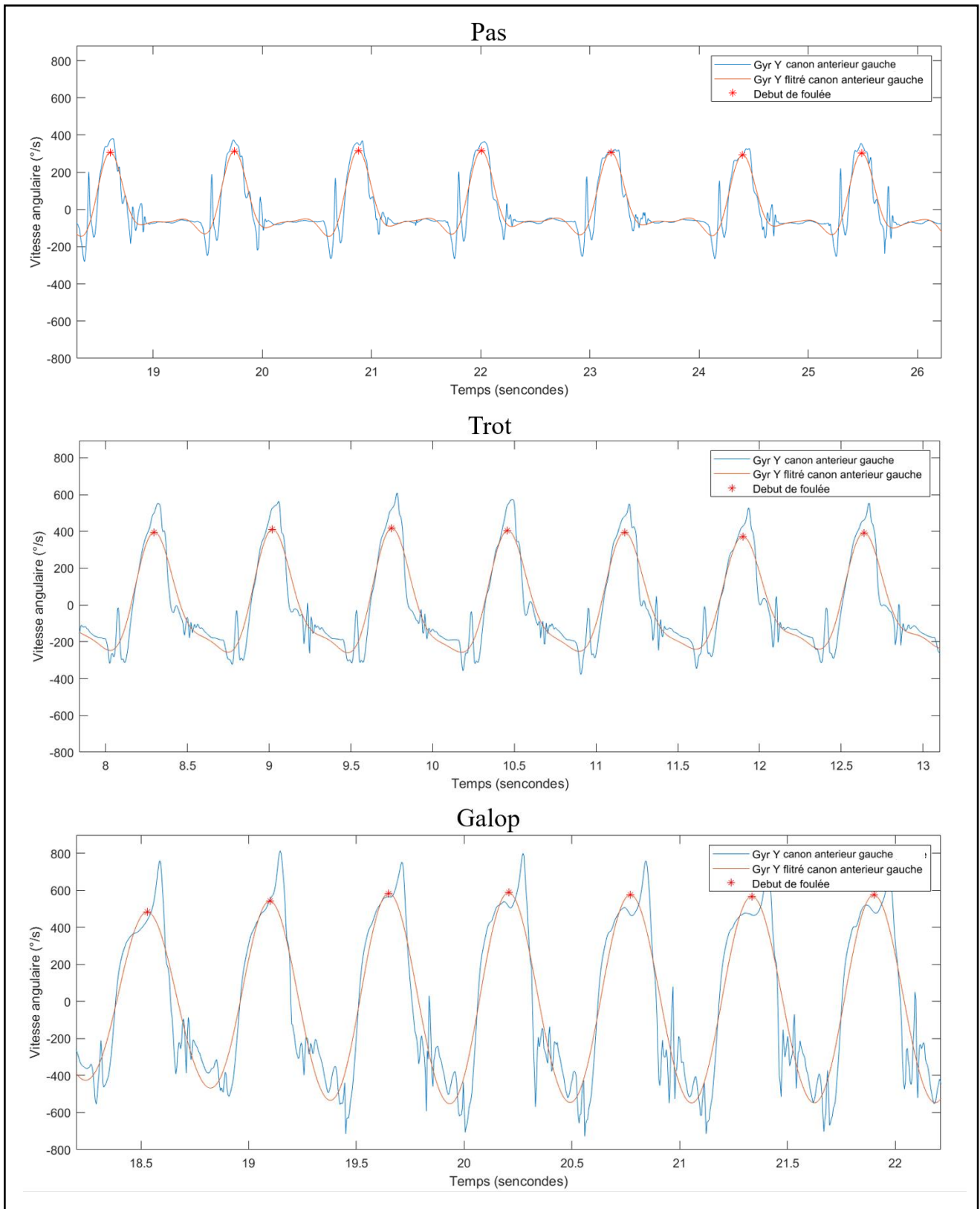


Figure 37 : Représentation du signal de vitesse angulaire, autour de l'axe Y, brut (courbe bleue) et filtré (courbe orange), du canon antérieur gauche, aux trois allures (pas, trot et galop). Les étoiles rouges identifient le début de chaque foulée.

Durée de foulée

Une fois que chaque foulée a été découpée, les durées de chacune d'elles ont été calculées (en secondes).

Vitesse

La vitesse instantanée (en mètres par seconde) est directement donnée par le système GPS de l'EQUIMETRE®, rééchantillonnée à 225Hz. Dans la suite de l'exploitation des données, nous verrons que les valeurs de vitesse (à 225Hz) sont moyennées sur toute la durée de la foulée, pour chaque foulée (« *Vitesse moyenne foulée(i)* »).

Longueur de foulée

A partir de la durée de chaque foulée et de la vitesse moyenne enregistrée sur chaque foulée (« *Vitesse moyenne foulée(i)* »), la longueur de foulée (en mètres) est déduite par multiplication de ces deux paramètres.

Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque (FC) est directement donnée par le cardiofréquencemètre de l'EQUIMETRE® (en nombre de battements par minute), rééchantillonnée à 225Hz. Dans la suite de l'exploitation des données, nous verrons que les valeurs de FC (à 225Hz) sont moyennées sur toute la durée de la foulée, pour chaque foulée (« *FC foulée(i)* »).

Energie mécanique cumulée

L'énergie mécanique (E_m) (en Joules) du cheval a été calculée à partir de la formule littérale :

$$E_m = \text{Energie cinétique } (E_c) + \text{Energie potentielle de pesanteur } (E_{pp})$$

$$\text{avec } E_c = \frac{1}{2} \times \text{masse} \times \text{vitesse}^2$$

$$\text{et } E_{pp} = \text{masse} \times \text{gravité} \times \text{hauteur}$$

La masse (en kilos) correspond à la masse du cheval. La vitesse correspond à la vitesse instantanée du cheval (en mètres par seconde), directement donnée par le système GPS de l'EQUIMETRE®, rééchantillonnée à 225Hz. L'énergie cinétique de rotation autour du centre de gravité est négligée. La gravité correspond à l'accélération de pesanteur, il s'agit d'une constante (= 9,8 mètres par seconde carrée). Et enfin, la hauteur correspond aux variations d'altitude lorsque le cheval se déplace sur la piste, mesurées par le GPS et rééchantillonnées à

225Hz. L'énergie mécanique est cumulée à chaque instant, donnant une énergie mécanique dépensée par le cheval sur la totalité de la séance.

Dans la suite de l'exploitation des données, nous verrons que les valeurs d'énergie mécanique cumulée (à 225Hz) sont moyennées sur toute la durée de la foulée, pour chaque foulée (« *Em cumulée moyenne foulée(i)* »).

Les valeurs de chacun de ces paramètres, à chaque palier, ont été utilisées dans la suite des études de ce chapitre.

4.3. METHODE DE MACHINE LEARNING DE PREDICTION DES ETATS PHYSIOLOGIQUES AEROBIE ET ANAEROBIE DU CHEVAL AU COURS D'UN TEST D'EFFORT : ETUDE PRELIMINAIRE

4.3.1. Introduction

La fatigue chez le cheval entraîne une diminution de ses capacités physiques et physiologiques, qui apparaissent fréquemment après des exercices trop intenses ou répétés de manière excessive. La fatigue affecte le bien-être général de l'animal et peut parfois engendrer des conséquences irréversibles sur ses systèmes corporels (Taylor et Gandevia 2008). La gestion de la fatigue dans les sports équestres constitue ainsi un enjeu majeur pour la filière. Les cavaliers doivent surveiller le niveau d'exigence physique imposé à leurs chevaux pour assurer un parfait équilibre entre santé et performances pour leur chevaux (Arfuso et al. 2021). Pourtant, les méthodes de quantification de l'intensité des entraînements et de la fatigue qui en découle ne sont toujours pas adaptées à une utilisation quotidienne par les cavaliers.

Actuellement, pour évaluer le niveau de fatigue, le dosage du taux de lactates est couramment utilisé en médecine humaine (Theofilidis et al. 2018). Chez l'humain comme chez le cheval, au cours de l'effort, des apports en oxygène insuffisants sont responsables de l'installation du processus de fermentation lactique, produisant de l'acide lactique, pour fournir de l'énergie au corps (Assenza et al. 2014). Si l'intensité de l'exercice augmente, l'acide lactique commence à s'accumuler dans les muscles, entraînant une baisse du pH au sein des cellules musculaires et une différenciation de l'acide lactique en lactate, jusqu'à atteindre et dépasser le seuil anaérobie. Chez le cheval, ce seuil est fixé à 4mmol de lactates par litre de sang (Barrey et Demonceau 1990). Des études ont montré que l'accumulation de lactates dans le sang réduisait significativement la force musculaire et augmentait les marqueurs hormonaux ainsi que les signes de dommages musculaires (Dittrich et al. 2013). Ainsi, l'évolution du taux de lactates dans le sang est considérée comme un marqueur fiable de la fatigue musculaire.

Chez le cheval, mesurer la lactatémie implique la présence d'un vétérinaire pour effectuer des prélèvements sanguins au niveau de la veine jugulaire. En raison de son caractère invasif et de la présence obligatoire d'un vétérinaire, le dosage des lactates n'est pas compatible avec une utilisation quotidienne par les cavaliers lors des séances d'entraînement de leurs chevaux.

Une étude récente a proposé une méthode non invasive d'estimation de la lactatémie chez le cheval, basée sur l'analyse des signaux provenant de capteurs positionnés sur l'animal (Darbandi, Munsters, et Havinga 2024). Cette approche utilise des techniques de machine learning combinant quinze paramètres et permet d'estimer le taux de lactates avec un écart quadratique moyen (RMSE – Root Mean Squared Error) de 0,11 mmol/L lors de tests d'effort.

Nous présentons ici une étude préliminaire visant à prédire des états aérobie et anaérobie chez le cheval, dans des conditions standardisées, à partir d'une méthode de machine learning. L'objectif final de ce travail est de fournir aux cavaliers des informations sur le niveau de fatigue musculaire de leurs chevaux grâce à un système connecté simplifié, en réduisant notamment le nombre de paramètres nécessaires à cette prédiction par rapport à l'ensemble des paramètres que nous avons développé. Dans un premier temps, cette analyse est réalisée dans le cadre d'un test d'effort standardisé, utilisé comme référence pour développer et valider les méthodes de quantification de la charge de travail du cheval.

4.3.2. Matériels et méthodes

4.3.2.1. Chevaux

Sept chevaux ont été inclus dans cette étude. Il s'agit de sept hongres de race Selle Français, âgés de 9 ans \pm 3 ans (Moyenne \pm Ecart-type), avec une taille moyenne de 172 cm \pm 6 cm (Moyenne \pm Ecart-type) au garrot. Tous les chevaux sélectionnés présentaient une condition physique adéquate pour réaliser les exercices requis. Avant le début de l'étude, le protocole a été examiné et approuvé par un comité d'éthique spécialisé en recherche clinique (Comité d'Éthique en Recherche Clinique, ENVA, N°2022-09-19).

4.3.2.2. Acquisition des données

Les chevaux ont été équipés de cinq IMUs et d'un système EQUIMETRE® et ont réalisé quatre tests d'effort, à 1 mois d'intervalle, dans le cadre d'un protocole de douze semaines. Le déroulement de ces tests d'effort est décrit dans la Table 15. Durant ces tests, 7 prélèvements sanguins ont été réalisés puis conditionnés et envoyés au laboratoire LABEO pour le dosage de la lactatémie selon un protocole de mesure standardisé. Le laboratoire LABEO est un pôle

d'analyse et de recherche de Normandie. Leur activité de biologie équine est l'une des plus importantes en Europe.

L'équipement des chevaux, le détail du protocole et le contenu des tests d'effort est décrit dans la section 4.2.1 de ce manuscrit.

Dans la suite de la section 4.3, nous nous intéresserons uniquement aux données enregistrées lors des tests d'effort (les données enregistrées pendant les séances quotidiennes du protocole ne sont pas prises en compte).

4.3.2.3. Exploitation des données

Après l'acquisition des données, leur exploitation a consisté, dans un premier temps, à segmenter ces données, afin, dans un second temps, de calculer les paramètres physiologiques et locomoteurs. Dans un troisième et dernier temps, les résultats des calculs de ces paramètres ont été utilisés pour discriminer les états de fatigue musculaire au cours de l'effort.

Segmentation des données

Les données ont d'abord été segmentées afin d'identifier les débuts et fins des quatre paliers de chaque test d'effort. La segmentation a été réalisée visuellement et manuellement, à partir du signal d'accélération verticale de l'IMU fixée au niveau du sternum. Les débuts et fins de paliers ont été définis au moment où l'allure était stable, sans prendre en compte les premières foulées d'accélération et de décélération en début et fin de palier (Figure 38).

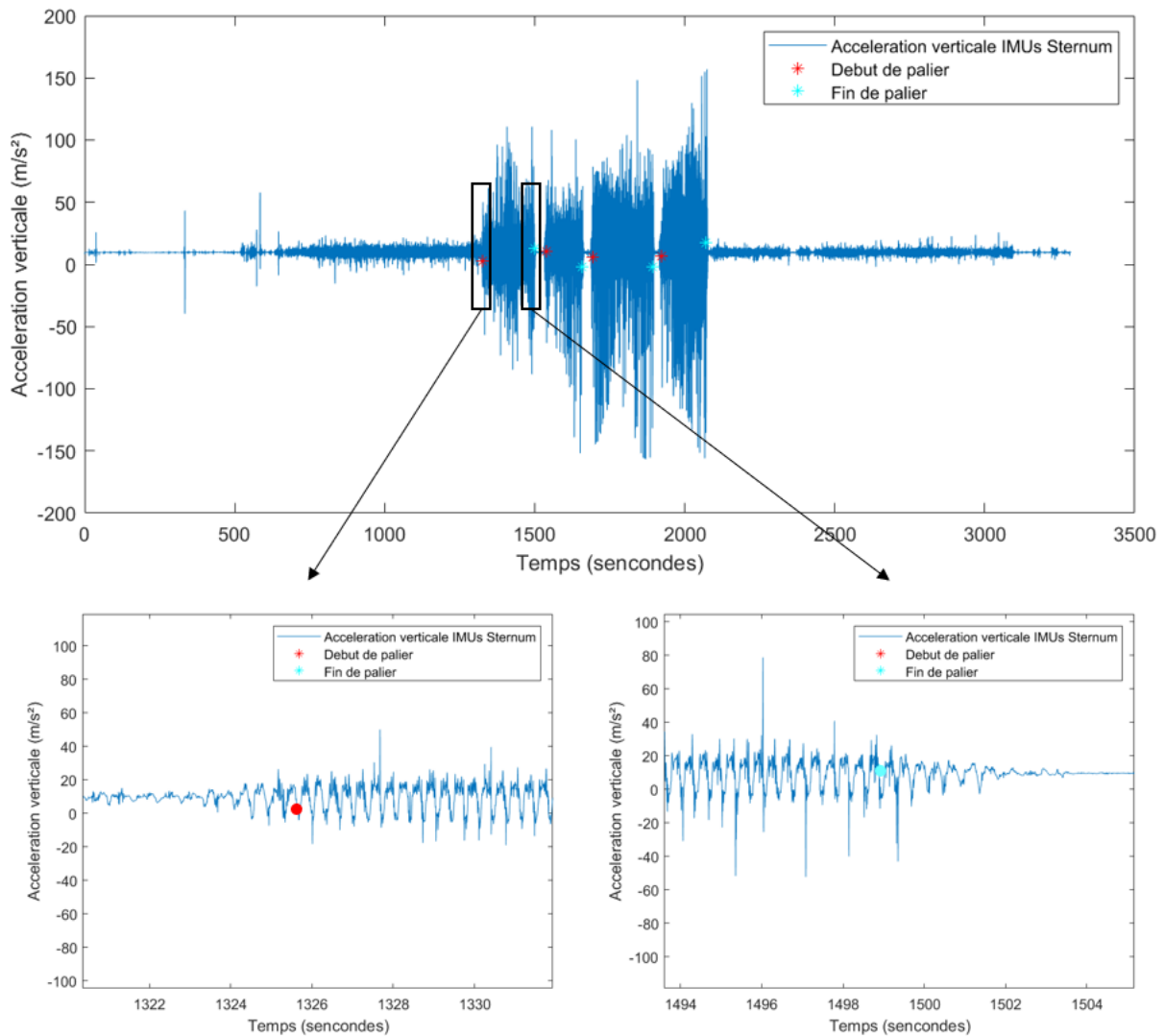


Figure 38 : Segmentation des données, à partir du signal d'accélération verticale de l'IMU sternum (courbe bleue), pour identifier les débuts (point rouge) et fins (point bleu clair) de chaque palier d'effort.

Les données enregistrées avant le palier 1, entre chaque palier et après le dernier palier sont exclues de l'analyse.

Chaque foulée de chaque palier a ensuite été identifiée et découpée en utilisant la méthode décrite dans la section 4.2.2. Le temps correspondant au début de la foulée (i) est dénommé « $Timestamp_{foulée(i)}$ » dans la suite.

Calcul des paramètres physiologiques et locomoteurs

Les paramètres physiologiques et locomoteurs décrits dans la section 4.2.2 ont été calculés.

Chaque paramètre est calculé « par foulée », pour homogénéiser la base de données. Puis les paramètres calculés « par foulée » sont moyennés ou cumulés « par palier ». Le détail de ces calculs est présenté dans le Tableau 16.

	« Par foulée »	« Par palier »
Nombre de foulées	(i)	Cumul depuis la première foulée du palier 1
Temps d'effort (s)	$Timestamp_{foulée(i)} - Timestamp_0$ Cumulé depuis la première foulée du palier 1	
Durée de foulée (s)	$Timestamp_{foulée(i)} - Timestamp_{foulée(i-1)}$	Moyenne de la durée de foulée de toutes les foulées du palier concerné
Vitesse (m/s)	$Vitesse\ moyenne_{foulée(i)}$	Moyenne de la vitesse par foulée de toutes les foulées du palier concerné
Longueur de foulée (m)	$Durée_{foulée(i)} \times Vitesse\ moyenne_{foulée(i)}$	Moyenne de la longueur de foulée de toutes les foulées du palier concerné
FC (btm/min)	$FC\ moyenne_{foulée(i)}$	Moyenne de la FC moyenne de chaque foulée pour toutes les foulées du palier concerné
Énergie mécanique cumulée (J)	$Em\ cumulée\ moyenne_{foulée(i)}$	Cumul depuis la première foulée du palier 1

Tableau 16. Méthode de calcul des paramètres physiologiques et locomoteurs « par foulée », puis « par palier »

Les valeurs de lactatémie, obtenues à partir des analyses des prélèvements sanguins, sont disponibles à l'issue de chaque palier de chaque test d'effort de chaque cheval. Dans cette étude, les résultats de lactatémie sont classés en deux groupes : aérobie ou anaérobie. Un taux de

lactates strictement inférieur à 4 mmol/L est classé comme aérobie, tandis qu'un taux égal ou supérieur à 4 mmol/L est classé comme anaérobie.

Chaque palier, chaque test d'effort et chaque cheval génère une ligne de données (désignée par « observation » dans la suite de ce manuscrit), contenant une valeur pour chaque paramètre, à laquelle est associée une valeur de lactatémie sanguine à la fin du palier.

Etude descriptive

Chaque paramètre est représenté par une boîte à moustaches, distinguant deux groupes : les valeurs obtenues lorsque la lactatémie post-palier restait inférieure à 4 mmol/l (condition aérobie) et les valeurs obtenues lorsque la lactatémie post-palier était supérieure ou égale à 4 mmol/l (condition anaérobie). Les boîtes à moustaches permettent de visualiser la distribution des données en montrant l'étendue, la dispersion et la tendance centrale, représentées respectivement par les valeurs minimales et maximales, les premier (Q1), deuxième (Q2) et troisième (Q3) quartiles, ainsi que la médiane (Q2). Elles mettent en évidence d'éventuelles asymétries dans la distribution et identifient les valeurs extrêmes (« outliers »). Ces outliers sont définis comme des valeurs inférieures à $Q1 - 1,5 \times (Q3 - Q1)$ ou supérieures à $Q3 + 1,5 \times (Q3 - Q1)$.

Pour étudier le lien entre les paramètres physiologiques et locomoteurs calculés et l'évolution du taux de lactates, le coefficient de corrélation de Pearson (*Pearson 'r*) et sa p-value (Gibbons et Chakraborti 2003) ont été calculés à l'aide de la fonction « *corr* » du logiciel Matlab (Matlab R2021b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Analyse par composantes principales

Une analyse par composante principale (ACP) a été réalisée à partir de la fonction « *pca* » du logiciel Matlab (Matlab, MathWorks Help Center - Principal component analysis., s. d.). Les données d'entrée regroupaient l'ensemble des paramètres physiologiques et locomoteurs calculés, préalablement normalisés à partir de la fonction « *zscore* » du logiciel Matlab. La fonction « *zscore* » normalise les données de telle sorte qu'elles soient centrées et réduites pour avoir une moyenne de 0 et un écart-type de 1.

La fonction « *pca* » nous donne différentes informations en données de sortie.

Tout d'abord, l'analyse en composantes principales (ACP) fournit les composantes principales (vecteurs propres) et les variances associées (valeurs propres) de la matrice d'entrée. Une valeur

propre λ de la matrice A est définie comme un scalaire tel qu'il existe un vecteur non nul $X \in \mathbb{R}$ ou \mathbb{C} , vérifiant $AX = \lambda X$; ce vecteur X est appelé vecteur propre de A associé à la valeur propre λ . En traçant l'ensemble des valeurs propres sur une courbe et en appliquant le critère dit « du coude » (ou « de Cattell »), le nombre de composantes principales à retenir peut être identifié (Burtshy 1994). Ce critère met l'accent uniquement sur les facteurs situés avant le changement brusque de pente, appelé « rupture de coude ».

Ensuite, l'ACP fournit le pourcentage de variance totale expliqué par chaque composante principale, présenté sous forme de diagramme de Pareto (Delers, Van Steenkiste, et al. 2015). Ce diagramme en barres, trié par ordre décroissant, inclut également une ligne représentant la distribution cumulative. Seules les barres représentant 95 % de la distribution cumulative sont affichées.

Enfin, à partir des valeurs propres et des vecteurs propres, l'ACP produit un graphique indiquant le poids de chaque paramètre (désigné comme « flèche » dans la suite de ce document) par rapport aux composantes principales, ainsi qu'un nuage de points (désigné comme « point » dans la suite de ce document) où chaque point représente une observation. Les valeurs propres et vecteurs propres sont déduits des matrices de covariance d'un paramètre par rapport aux autres (pour obtenir les coordonnées des flèches noires) et des matrices de covariance d'une observation par rapport aux autres observations (pour obtenir les coordonnées des points bleus et cyans). Dans ce graphique, un axe représente une composante principale, et les coordonnées de chaque flèche et de chaque point correspondent au poids du paramètre sur chaque composante (pour les flèches) et au poids de l'observation sur chaque composante (pour les points).

Dans l'interprétation de ce graphique, il est important de noter que :

- Plus une flèche est proche d'un axe, plus elle est corrélée à la composante principale correspondant à cet axe et plus elle a de poids sur cette composante.
- Plus une flèche est proche du centre et moins elle a de poids dans l'analyse.
- Plus les flèches sont proches entre elles et plus elles sont corrélées entre elles (colinéaires).
- La répartition des points permet de visualiser des groupes homogènes entre les observations, et les démarcations entre ces groupes.

Ainsi l'ACP permet d'évaluer les corrélations entre les variables, afin de limiter le nombre de variables à considérer par la suite. Elle permet de visualiser la répartition des données dans un espace à plusieurs dimensions (le nombre de dimensions correspond au nombre de composantes

principales), afin d'identifier des groupes homogènes, ou d'observer des valeurs anormales (Casin 1996).

Prédiction des états aérobie et anaérobie

Pour prédire les états aérobie et anaérobie à partir des paramètres physiologiques et locomoteurs du cheval, un modèle de machine learning basé sur la classification par arbres de décision a été utilisé (Loh et Shih 1997; Loh 2022).

Les arbres de décision sont un outil puissant dans le domaine de l'apprentissage automatique et de la prise de décision et sont largement utilisés pour résoudre des problèmes de classification. Un arbre de décision est une structure arborescente qui modélise les décisions et leurs conséquences. Il est composé de nœuds, de branches, et de feuilles. Chaque nœud représente un paramètre, chaque branche une décision possible, et chaque feuille une conclusion ou une prédiction. L'objectif principal d'un arbre de décision est de diviser un ensemble de données en sous-ensembles plus petits, de manière à maximiser la pureté ou à minimiser l'erreur. Ces divisions successives conduisent finalement à une classification ou à une prédiction.

Afin de prédire les états aérobie et anaérobie en se basant sur les arbres de décision, nous avons adopté la méthodologie présentée dans la Figure 39.

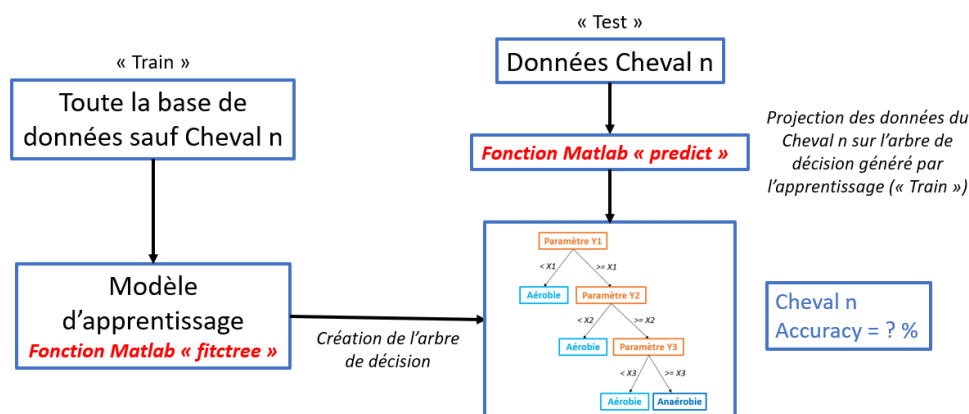


Figure 39 : Principe de la méthode de prédiction des états aérobie et anaérobie à partir de notre base de données.

L'entraînement de l'arbre de décision se base sur le principe du « leave-one-out cross validation (LOO-CV) » qui est une technique rigoureuse d'évaluation de la performance d'un modèle d'apprentissage machine développé sur un petit ensemble de données.

Le LOO-CV consiste à diviser le jeu de données de taille N en N sous-ensembles, où chaque sous-ensemble contient exactement un seul exemple. Dans notre cas N= 7 chevaux. Pour chaque itération, une donnée (un cheval) est retirée et considérée comme le jeu de validation, tandis que les N-1 autres données sont utilisées pour entraîner l'arbre de décision.

Ainsi, le modèle d'apprentissage analyse toutes les données de tous les chevaux sauf un en se basant sur la fonction « *fitctree* » du logiciel Matlab. L'algorithme propose alors un arbre de décision permettant de discriminer les états aérobie et anaérobie. Le modèle sélectionne les paramètres les plus pertinents et les seuils permettant de prédire les états aérobie et anaérobie. L'étape de validation consiste à évaluer la précision de cet arbre en testant ses prédictions avec les données du cheval non pris en compte dans l'entraînement du modèle, à partir de la fonction « *predict* » du logiciel Matlab.

4.3.3. Résultats

Description des données

Une « observation » correspond à une ligne de notre base de données, regroupant les résultats de lactatémie et tous les paramètres physiologiques et locomoteurs calculés, pour un palier donné pendant un test effort donné et pour un cheval donné. Le nombre d'observations obtenues dans l'état aérobie, dans l'état anaérobie ainsi que le nombre d'observations total obtenues sont regroupés dans le Tableau 17.

	Aérobie	Anaérobie	Total
Nombre d'observations	86	25	111

Tableau 17. Nombre d'observations obtenues dans les états aérobie et anaérobie, et nombre d'observation total.

Le Tableau 18, montre les taux de lactates moyennés sur les quatre tests d'effort (Moyenne \pm Ecart-type), pour chaque palier, par cheval :

	Palier 1	Palier 2	Palier 3	Palier 4
Cheval n°1	0,49 \pm 0,07	0,62 \pm 0,14	1,22 \pm 0,30	4,96 \pm 0,31
Cheval n°2	0,5 \pm 0,05	0,64 \pm 0,05	1,41 \pm 0,28	5,63 \pm 1,75
Cheval n°3	0,48 \pm 0,05	0,75 \pm 0,13	1,73 \pm 1,09	6,15 \pm 4,48
Cheval n°4	0,39 \pm 0,03	0,71 \pm 0,09	1,36 \pm 0,24	4,76 \pm 1,16
Cheval n°5	0,39 \pm 0,07	0,70 \pm 0,03	1,59 \pm 0,45	4,58 \pm 0,31
Cheval n°6	0,37 \pm 0,06	0,87 \pm 0,20	2,00 \pm 0,50	7,77 \pm 1,09
Cheval n°7	0,39 \pm 0,07	0,64 \pm 0,06	1,12 \pm 0,31	5,40 \pm 0,42
Moyenne totale	0,43 \pm 0,07	0,70 \pm 0,13	1,49 \pm 0,55	5,61 \pm 1,99

Tableau 18. Taux de lactates moyens (Moyenne \pm Ecart-type) (en mmol/L), par palier et par cheval.

Nous retrouvons ces chiffres sous forme de graphique dans la Figure 40 qui montre l'évolution des taux de lactates moyennés sur les quatre tests d'effort, pour chaque palier, par cheval.

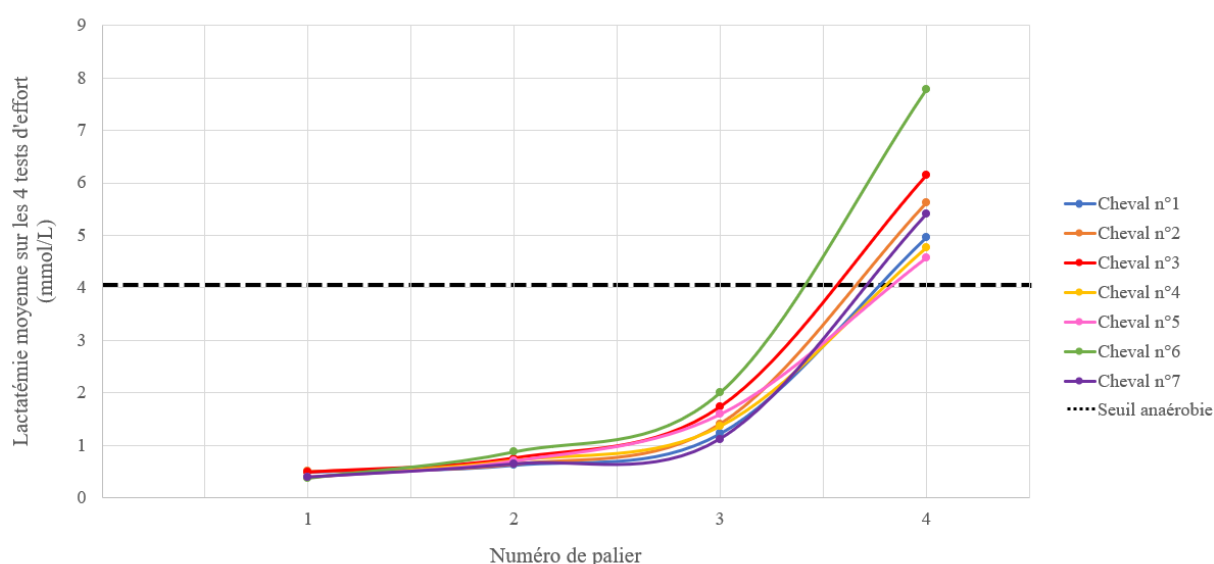


Figure 40 : Evolution des taux de lactates moyens (sur les différents tests d'effort), par palier, par cheval.

L'illustration de l'évolution des paramètres physiologiques et locomoteurs, des chevaux de l'étude, au cours des différents paliers est proposée en Annexe 4.

La distribution de chaque paramètre est représentée, sous forme de boîtes à moustaches, dans la Figure 41, en différenciant les valeurs obtenues lorsque la lactémie du palier correspondant était inférieure à 4 mmol/L (aérobie) ou supérieure ou égale à 4 mmol/L (anaérobie).

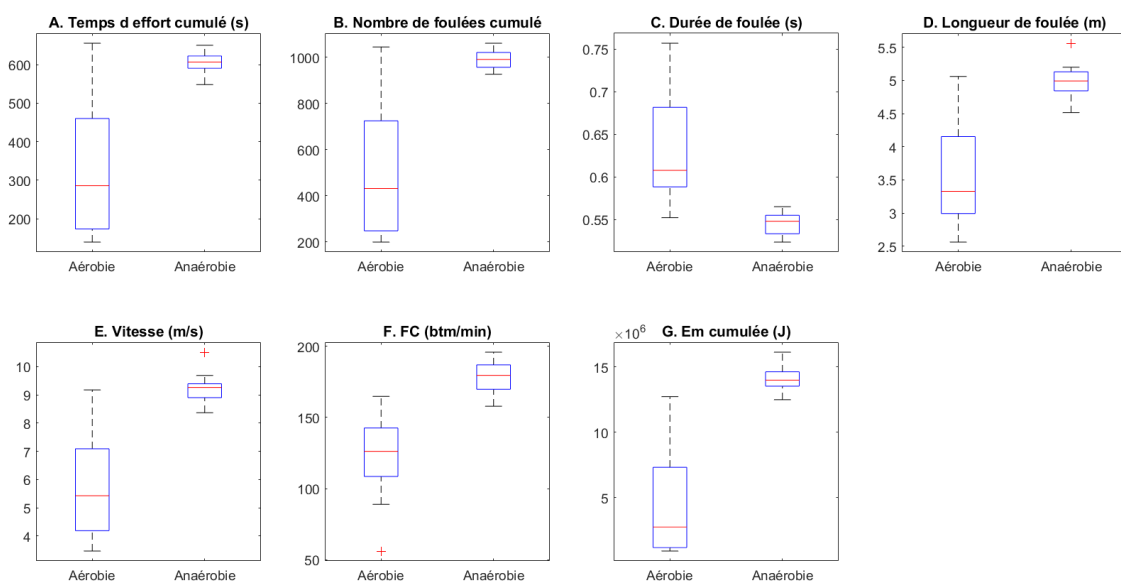


Figure 41 : Boîte à moustaches des paramètres : A. Temps d'effort cumulé, B. Nombre de foulées cumulé, C. Durée de foulée, D. Longueur de foulée, E. Vitesse, F. Fréquence cardiaque et G. Energie mécanique cumulée, en différenciant les états aérobie et anaérobie pour chaque paramètre.

Pour rappel, les résultats des paramètres de temps d'effort, de nombre de foulées et d'énergie mécanique sont cumulés du début (palier 1) à la fin du test d'effort (palier 4). Les autres paramètres sont moyennés par palier.

L'étude des corrélations et des p-value entre les paramètres mesurés et l'évolution du taux de lactates est présentée dans le Tableau 19.

Paramètres	Pearson 'r	P-value
Nombre de foulées	0,93	<0,0001
Temps d'effort	0,93	<0,0001
Durée de foulée	-0,93	<0,0001
Longueur de foulée	0,94	<0,0001
Vitesse	0,95	<0,0001
FC	0,89	<0,0001
Energie mécanique	0,94	<0,0001

Tableau 19. Coefficient de corrélation de Pearson et p-value des paramètres avec le taux de lactates mesuré

Les paramètres physiologiques et locomoteurs calculés sont corrélés à l'évolution du taux de lactates. Le coefficient de corrélation le plus élevé est de 0,95 pour la vitesse et le coefficient de corrélation le plus bas est de 0,89, pour la FC.

Analyse par composantes principales

Les résultats de l'ACP sont présentés dans la Figure 42 (A & B) et la Figure 43. Selon le critère « du coude », l'étude graphique des valeurs propres nous indique que nous pouvons retenir deux composantes principales (Figure 42, A). Le pourcentage que représente chaque composante principale est montré dans le diagramme de Pareto (Figure 42, B).

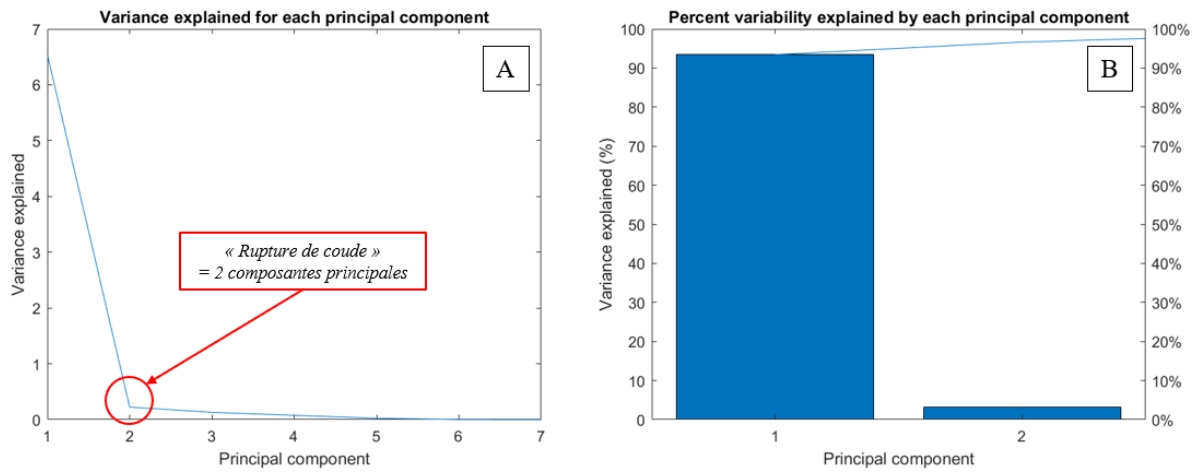


Figure 42 : Etude du nombre de composantes principales et de leur poids, à partir du graphique des valeurs propres (A) et du diagramme de Pareto (B)

L'analyse par composantes principales a identifié deux composantes principales, avec 93,4% de la variance totale expliquée par la composante 1 et 3,21% de la variance totale expliquée par la composante 2.

Le résultat final de l'ACP est présenté dans la Figure 43 qui illustre une superposition des observations et des paramètres.

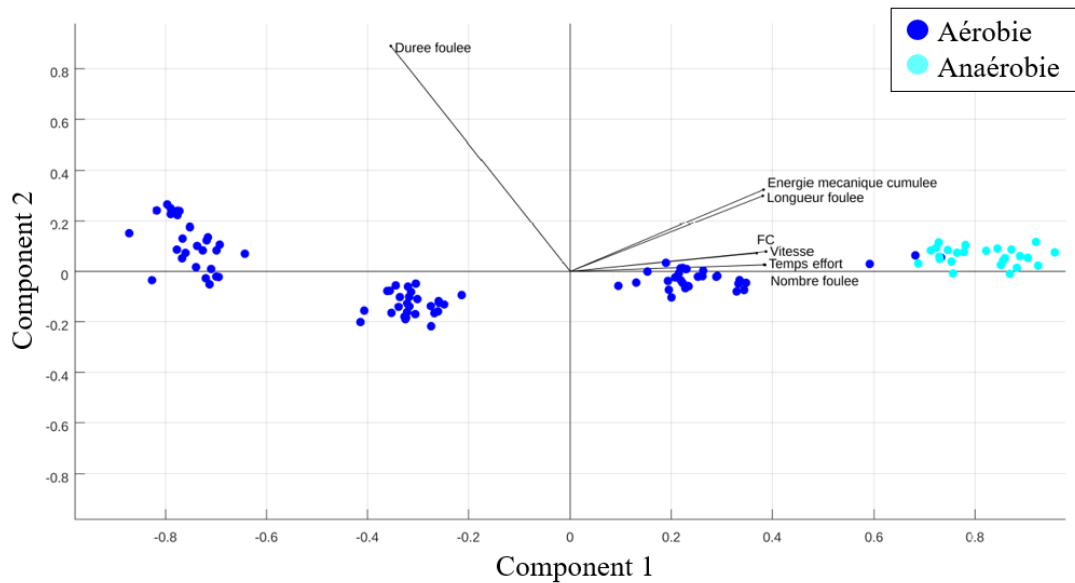


Figure 43 : Analyse par composantes principales. Une flèche noire correspond au poids d'un paramètre physiologique ou locomoteur, sur chacune des composantes, pour l'ensemble de la base de données. Un point (bleu ou cyan) correspond au poids d'une observation, sur chacune des composantes. Les points bleus correspondent aux observations réalisées en aérobie et les points cyans correspondent aux observations réalisées en anaérobie.

Nous observons sur ce schéma trois groupes de vecteurs (flèches noires). Les vecteurs des paramètres vitesse, FC, nombre de foulées et temps de foulée sont presque colinéaires parce qu'ils pointent dans des directions très similaires, mais ne sont pas exactement alignés. Ces paramètres influencent principalement la composante 1. Les vecteurs des paramètres énergie mécanique et longueur de foulée sont également presque colinéaires et ces paramètres influencent aussi bien la composante 1 que la composante 2. Enfin, le paramètre de durée de foulée influence principalement la composante 2.

La plupart des paramètres calculés ont une influence sur la composante 1, c'est ce qui explique que 93,4% de la variance totale est représentée par la composante 1 (Figure 42, B).

Ce graphique montre quatre regroupements dans le nuage de points, correspondant aux quatre paliers. Le groupe le plus à droite est majoritairement en phase anaérobie (tous les points sont de couleur cyan sauf trois). Ceci démontre que ce sont les valeurs les plus élevées des paramètres physiologiques et locomoteurs qui influencent la composante 1.

Prédiction des états aérobie et anaérobie

Étant donné que nous avons 7 chevaux, nous avons procédé à l'entraînement 7 fois. En laissant à chaque fois un seul cheval pour valider l'arbre de décision. Les arbres de décision obtenus sont présentés dans la Figure 44. Nous avons obtenu le même arbre pour 6 chevaux sur 7. Un seul cheval a abouti à un arbre différent.

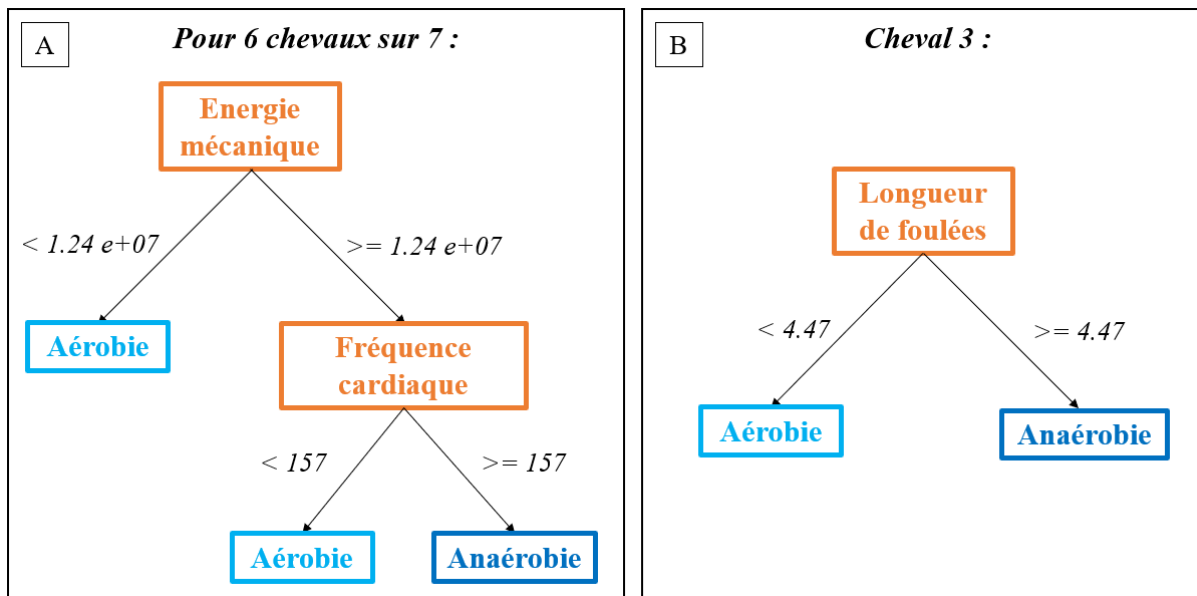


Figure 44 : Arbres de décision obtenus dans 6 cas sur 7 (A) et pour le cheval n°3 (B).

Selon les arbres de décision obtenus pour chaque cheval à partir du modèle de machine learning, la précision moyenne de prédiction des états aérobie et anaérobie est de $97,32\% \pm 7,08$ (Moyenne \pm Ecart-type).

Lorsque l'entraînement du modèle (« Train ») est réalisé avec tous les chevaux sauf le cheval n°3, l'arbre de décision est composé d'une seule branche, utilisant le paramètre de longueur de foulée (Figure 44, B).

Dans tous les autres cas, les arbres de décision sont identiques (Figure 44, A), et se basent sur l'énergie mécanique et la fréquence cardiaque. La lecture de cet arbre s'effectue de la manière suivante. Si l'énergie mécanique cumulée depuis le début de l'effort est inférieure à $1,24 \times 10^7$ joules, le cheval est en situation d'effort aérobie. Si l'énergie mécanique cumulée depuis le début de l'effort est supérieure ou égale à $1,24 \times 10^7$ joules mais que la fréquence cardiaque du cheval reste inférieure à 157 battements par minute, le cheval est encore en situation d'effort

aérobie. Enfin, si l'énergie mécanique cumulée depuis le début de l'effort est supérieure ou égale à $1,24 \text{ E}+07$ joules et que la fréquence cardiaque du cheval atteint ou dépasse 157 battements par minute, alors le cheval est en situation d'effort anaérobie.

4.3.4. Discussion et conclusion

Cette étude préliminaire présente une méthode de machine learning de prédiction des états physiologiques aérobie et anaérobie efficace avec une précision de $97,32\% \pm 7,08$ (Moyenne \pm Ecart-type).

Dans les conditions d'exercice définies par cette étude, le passage en phase d'effort anaérobie se produit fréquemment lors du palier 4. Durant les paliers 1, 2 et 3, les chevaux restent en phase aérobie, ce qui explique le plus grand nombre d'observations en phase aérobie par rapport à la phase anaérobie (86 en aérobie contre 25 en anaérobie). Par conséquent, les paramètres physiologiques et locomoteurs sont plus dispersés en condition aérobie, car ils couvrent une gamme plus large d'intensités d'entraînement.

Lors des tests d'effort, la vitesse et la distance parcourue pour chaque palier sont des facteurs contrôlés et imposés, ce qui influence directement les temps d'effort. L'augmentation des taux de lactates observée au cours du test confirme de façon assez prévisible que la vitesse, la distance parcourue et le temps d'effort sont des paramètres influençant l'intensité de l'exercice. La totalité des paramètres physiologiques et locomoteurs calculés est significativement ($p\text{-value} < 0,0001$) et fortement corrélée à la lactatémie sanguine du cheval. Pour tous les paramètres sauf un (la durée de foulée), plus l'exercice s'intensifie, et plus les valeurs de ces paramètres augmentent. Nous pouvons ainsi confirmer qu'une augmentation de l'intensité de l'exercice implique une augmentation des paramètres jusqu'à dépasser le seuil anaérobie. La durée de foulée est le seul paramètre inversement corrélé à la lactatémie ($Pearson\ 'r = -0,93$), ce qui signifie que la durée de foulée diminue à mesure que l'intensité de l'effort augmente. Cela s'explique aisément, car une augmentation de la vitesse entraîne une hausse de la fréquence des foulées, réduisant ainsi leur durée. Les paramètres physiologiques et locomoteurs calculés sont donc tous propices à la quantification de la charge d'entraînement.

L'analyse par composantes principales identifie trois groupes de paramètres utiles pour le calcul. En effet, si deux vecteurs sont colinéaires, cela signifie qu'il n'est pas nécessaire d'utiliser ces deux paramètres simultanément pour quantifier la charge d'entraînement. Par exemple, l'énergie mécanique et la longueur de foulée, dont les vecteurs sont colinéaires, n'ont pas besoin d'être combinées. Cette observation est confirmée par les arbres de décision, qui, même en intégrant tous les paramètres, n'utilisent au maximum que deux paramètres, chacun provenant de groupes distincts identifiés par l'ACP.

Les arbres de décision, proposés par notre modèle, permettent ainsi de prédire les états aérobie et anaérobie dans des conditions d'un test d'effort sur notre population de chevaux.

Il est à noter que tous les arbres de décision sont identiques, à l'exception d'un seul. Ceci démontre la stabilité du modèle basé sur les arbres de décision et son pouvoir de généralisation. Lorsque le cheval n°3 n'est pas inclus dans le groupe d'entraînement du modèle (« Train »), l'arbre de décision généré est peu cohérent. La longueur de foulée, utilisée seule, ne suffit évidemment pas à discriminer les états physiologiques aérobie et anaérobie. Ce paramètre est indépendant de facteurs morphométriques tels que la race ou la taille, ainsi que des facteurs influençant l'exercice, comme l'allure, la vitesse ou la pente du terrain (Butler et al. 1993). Cela se reflète dans la précision de la prédiction avec cet arbre, qui n'est que de 81,25 % pour le cheval n°3.

En revanche, les autres arbres de décision, utilisant l'énergie mécanique et la fréquence cardiaque, deux paramètres calculés à partir des données de l'EQUIMETRE® uniquement, fournissent des prédictions correctes à 100% pour tous les autres chevaux. Ces arbres sont tous créés lorsque le modèle est entraîné en incluant le Cheval n°3.

En examinant les données de lactatémie du cheval n°3, une grande dispersion est observée dans ses résultats (écart-type élevé de 4,48 mmol/L pour le palier 4 et de 1,09 mmol/L pour le palier 3, Tableau 18). La Figure 43 montre également des points « aérobie » parmi les points « anaérobie », correspondant aux données de ce cheval. Le Cheval n°3 est donc le seul de l'étude à présenter une telle dispersion dans ses valeurs de lactatémie. Lorsque le modèle ne tient pas compte de ce cheval pour créer l'arbre de décision, l'arbre devient incohérent.

Les résultats de cette étude montrent que les tests d'effort ont été réalisés avec une grande répétabilité, tant entre les chevaux que pour un même cheval. Cependant, le cas du cheval n°3 met en évidence une limite de l'étude, soulignant la nécessité d'inclure un plus grand nombre

de chevaux, avec une plus grande variabilité dans les mesures de lactatémie. Cela permettrait de valider le modèle et de renforcer la robustesse de notre méthode de prédiction.

L'étude de Darbandi et al. (2024) utilise deux IMUs et quinze paramètres de calcul pour prédire le taux de lactate avec un pourcentage d'erreur moyen de 3,83% lors de tests d'effort également. Notre petite population de chevaux ne nous permet pas de prédire les valeurs de lactatémie. De notre côté, nous avons développé une méthode permettant de prédire les états physiologiques aérobie et anaérobie avec un pourcentage d'erreur moyen de 2,68%, dans les mêmes conditions, à partir d'un seul outil (système EQUIMETRE®) et de seulement deux paramètres.

En outre, la notion de récupération post-effort n'a pas été explorée dans cette étude. Il serait néanmoins intéressant d'observer le comportement de notre modèle lorsque la FC de notre cheval repasse en dessous du seuil donné par les arbres de décision.

Enfin, pour appliquer cette méthode à différents types d'entraînement, il serait nécessaire d'étendre cette étude à d'autres disciplines en réalisant des prises de sang, avec dosage de la lactatémie, au fur et à mesure de la séance.

En conclusion, cette étude présente une méthode originale de prédiction des états aérobie et anaérobie, à partir de seulement deux paramètres, dans des conditions de tests d'effort. Bien que cette étude préliminaire ne compte que sept chevaux, et demande à être consolidée sur un échantillon plus important et plus hétérogène, les résultats semblent encourageants pour la suite et alignés avec l'état de l'art. Cette méthode pourrait être appliquée lors de séances de travail de type « galop » où l'identification du passage en phase anaérobie permettrait au cavalier de connaître le temps passé en anaérobie au cours de la séance.

Les perspectives consistent à étendre cette étude à d'autres disciplines et davantage de chevaux, permettant une application pluridisciplinaire pour quantifier la fatigue musculaire du cheval lors de ses séances d'entraînement quotidiennes.

4.4. ETUDE EXPLORATOIRE D'UN INDICE D'INTENSITE DE SEANCE D'ENTRAINEMENT CALCULE A PARTIR DES PARAMETRES PHYSIOLOGIQUES ET LOCOMOTEURS DU CHEVAL

La diversité des disciplines pratiquées dans l'entraînement du cheval de sport souligne la nécessité de développer un outil permettant de quantifier l'intensité des séances, applicable à toutes les conditions d'entraînement. La condition physique étant spécifique à chaque cheval, un effort de même intensité peut avoir des conséquences physiologiques différentes d'un cheval à l'autre.

Cette étude exploratoire vise à établir un score d'intensité d'effort spécifique à chaque cheval. Ce score, propre à chaque individu, permettrait de situer l'intensité d'une séance d'entraînement en fonction des caractéristiques spécifiques du cheval.

4.4.1. Matériels et méthodes

4.4.1.1. Population étudiée et collecte des données

La population de chevaux est identique à celle décrite dans la section 4.3.2. Rappelons que cette population est constituée de sept chevaux, présentant tous une condition physique adéquate pour réaliser les exercices requis.

Cette étude se concentre sur les données enregistrées au cours des douze semaines du protocole, lors des tests d'effort et des séances d'entraînement montées quotidiennes, incluant des séances de plat, de galop, de gymnastique et d'obstacle (Tableau 13, section 4.2.1).

Pour les séances d'entraînement quotidiennes, il est important de noter que la durée et le contenu de chaque séance ont été adaptés individuellement à chaque cheval. Seule la discipline a été imposée et est restée identique pour tous les chevaux.

L'équipement des chevaux, le protocole détaillé et le contenu des tests d'effort sont décrits dans la section 4.2.1 de ce manuscrit. Les tests d'effort comprennent un palier de trot, trois paliers de galop. Après le palier n°4, le cheval a une période de récupération active de 15 minutes qui consiste simplement à faire marcher le cheval, c'est-à-dire à le soumettre à un exercice de très faible intensité permettant de récupérer après un effort intense.

4.4.1.2. Exploitation des données

Après l'acquisition des données, leur exploitation a consisté, dans un premier temps, à segmenter les données et à calculer les paramètres physiologiques et locomoteurs.

Les résultats des calculs de ces paramètres ont ensuite été utilisés pour proposer un indice d'intensité de séance, basé sur les capacités physiques propres de chaque cheval.

Segmentation des données

Les données ont d'abord été segmentées par palier de 1min, sur l'ensemble de l'enregistrement de la séance. Dans chaque palier, toutes les foulées ont été identifiées selon la méthode décrite dans la section 4.2.2, applicable quelle que soit l'allure du cheval.

L'analyse s'est concentrée sur les phases d'entraînement où le cheval était au travail. Les périodes d'inactivité des enregistrements n'ont pas été prises en compte. Pour ce faire, un critère supplémentaire a été ajouté dans la segmentation des données : seuls les paliers d'une minute où la fréquence de foulées détectée était supérieure à 0,5 foulée par seconde ont été retenus. À titre d'information, la fréquence moyenne de foulées d'un cheval en mouvement, au pas (l'allure la plus lente), est d'une foulée par seconde (Weishaupt et al. 2013).

Référence pour le calcul de l'indice d'intensité de séance

L'étude présentée dans la section 4.3 a permis de montrer la reproductibilité intra-chevaux des tests d'effort. L'analyse de la lactatémie au cours de l'effort nous a permis d'identifier le passage en phase anaérobie et de quantifier ainsi l'apparition de fatigue musculaire chez le cheval. Les résultats de ces tests d'effort servent donc ici de référence pour établir un indice d'intensité de séance relatif et spécifique à chaque cheval. Cette référence est définie comme la moyenne du paramètre considéré à la fin de la séance, sur les quatre tests d'effort, pour chaque cheval. La période de récupération active de 15 minutes (pendant laquelle l'enregistrement continue) est prise en compte dans l'exploitation des données (à l'inverse de la section 4.3 où cette période n'était pas prise en compte).

Choix et calcul du/des paramètre(s) physiologique(s) et/ou locomoteur(s) adéquat(s)

L'étude présentée dans la section 4.3 a permis de montrer que l'énergie mécanique semblait être le premier paramètre intervenant dans l'arbre de décision visant à détecter la fatigue musculaire. Dans cette étude exploratoire, nous avons donc sélectionné ce paramètre, dans un premier temps. Le paramètre d'énergie mécanique est calculé pour chaque séance d'entraînement et chaque test d'effort, pour chaque cheval. Ce paramètre est d'abord calculé

« par foulée », puis il est cumulé à chaque palier de 1 minute, pour obtenir une valeur d'énergie mécanique cumulée finale à la fin de la séance, de la même façon que la méthode présentée dans la section 4.3.2.

Calcul de l'indice d'intensité de séance

Le calcul de l'indice d'intensité de la séance est réalisé à partir de la formule suivante :

$$\text{Intensité de séance (\%)} = \frac{Em \text{ cumulée}_{\text{Séance}} \text{ (Joules)}}{Em \text{ cumulée}_{\text{Moyenne}_{\text{Test effort}}} \text{ (Joules)}} \times 100$$

Le numérateur de cette formule correspond à l'énergie mécanique cumulée à la fin de la séance. Cette valeur est propre à chaque séance et à chaque cheval.

Le dénominateur de cette formule est propre à chaque cheval. Il correspond à la moyenne des énergies mécaniques cumulées à la fin des quatre tests d'effort réalisés par le cheval. Ce score d'intensité fait référence à la condition physique de chaque cheval pour laquelle l'intensité de l'exercice a provoqué un passage en phase anaérobie.

Ce calcul permet d'obtenir un score d'intensité de séance spécifique à chaque cheval, offrant une évaluation de l'intensité des séances auxquelles il a été soumis, en comparaison avec un type de séance de référence (test d'effort) où le cheval atteint le seuil d'apparition de fatigue musculaire.

4.4.2. Résultats

4.4.2.1. Valeurs moyennes d'énergie mécanique cumulée en conditions réelles d'entraînement

Dans un premier temps, les énergies mécaniques cumulées moyennes pour chaque discipline et chaque cheval ont été calculées. Les résultats sont regroupés dans le Tableau 20.

Dans le Tableau 20, les valeurs d'énergie mécanique sont en Joules $\times 10^7$.

	Test d'effort	Galop	Obstacle	Gymnastique	Plat
Cheval 1	1,77 ($\pm 0,05$)	1,74 ($\pm 0,27$)	1,00 ($\pm 0,19$)	0,77 ($\pm 0,15$)	0,92 ($\pm 0,32$)
Cheval 2	1,49 ($\pm 0,03$)	2,27 ($\pm 0,21$)	0,93 ($\pm 0,15$)	0,88 ($\pm 0,32$)	1,15 ($\pm 0,58$)
Cheval 3	1,40 ($\pm 0,09$)	1,91 ($\pm 0,16$)	0,89 ($\pm 0,20$)	0,74 ($\pm 0,19$)	0,86 ($\pm 0,29$)
Cheval 4	1,44 ($\pm 0,13$)	2,09 ($\pm 0,56$)	0,80 ($\pm 0,21$)	0,74 ($\pm 0,09$)	0,73 ($\pm 0,18$)
Cheval 5	1,46 ($\pm 0,04$)	1,73 ($\pm 0,26$)	0,84 ($\pm 0,18$)	0,74 ($\pm 0,28$)	0,62 ($\pm 0,09$)
Cheval 6	1,48 ($\pm 0,06$)	2,23 ($\pm 0,01$)	0,74 ($\pm 0,15$)	0,60 ($\pm 0,14$)	0,61 ($\pm 0,24$)
Cheval 7	1,50 ($\pm 0,12$)	2,08 ($\pm 0,03$)	0,88 ($\pm 0,18$)	0,65 ($\pm 0,13$)	0,65 ($\pm 0,13$)
Moyenne	1,51 ($\pm 0,14$)	1,98 (0,29)	0,87 ($\pm 0,19$)	0,74 (0,21)	0,82 ($\pm 0,37$)

Tableau 20. Energies mécaniques cumulées moyennes (moyenne \pm écart-type) obtenues à l'issue des tests d'effort (référence), des séances de galop, d'obstacle, de gymnastique ou de plat (en Joules $\times 10^7$).

Les résultats de l'énergie mécanique cumulée moyenne pour chaque discipline ont ensuite été représentés sous forme de diagramme pour chaque cheval (Figure 45).

Le Tableau 20 et la Figure 45 nous permettent d'observer les variations d'énergie mécanique entre les disciplines, à partir des valeurs moyennes et des diagrammes en barres. L'analyse des écart-types permet par ailleurs de visualiser les variations de l'intensité des séances pour une même discipline.

En comparant les valeurs moyennes d'énergie mécanique cumulée obtenues pour chaque discipline, nous remarquons que, pour tous les chevaux à l'exception du cheval n°1, les séances de galop présentent une énergie mécanique cumulée plus élevée que celle des tests d'effort. Pour le cheval n°2, les séances de plat semblent exiger plus d'énergie que les séances d'obstacle et de gymnastique.

En examinant les écarts-types du Tableau 20, il apparaît que, pour tous les chevaux, l'énergie mécanique cumulée moyenne lors des tests d'effort et des séances de galop est moins variable que celle obtenue lors des séances de plat, par exemple.

Les résultats de l'évolution du paramètre d'énergie mécanique cumulée au cours de l'effort, pour chaque cheval, sont disponibles en Annexe 5. Ils montrent que, pour un même cheval et une même discipline, l'intensité des séances de travail n'a pas été identique d'une séance à l'autre.

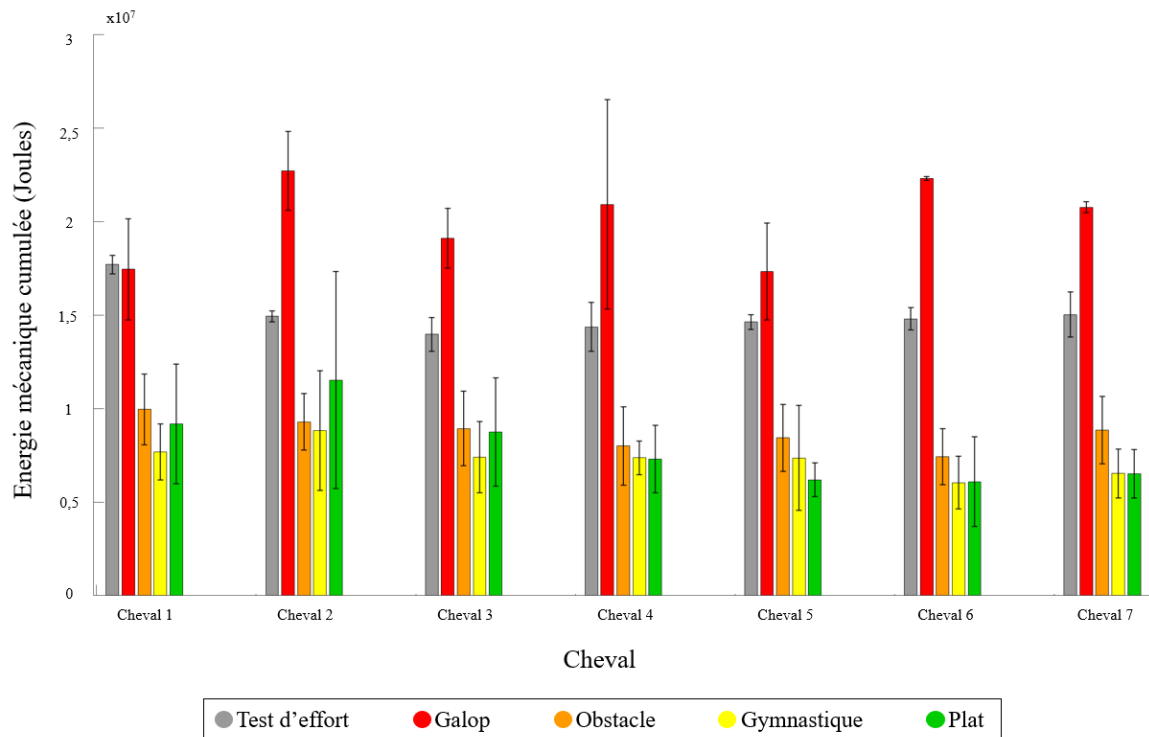


Figure 45 : Energies mécaniques cumulées moyennes (en Joules) obtenues à l'issue des tests d'effort (barres grises), des séances quotidiennes de galop (barres rouges), d'obstacle (barres oranges), de gymnastique (barres jaunes) ou de plat (barres vertes), pour l'ensemble des chevaux.

4.4.2.2. Scores d'intensité des séances d'entraînement

Les scores d'intensité moyens pour chaque discipline et chaque cheval sont regroupés dans le Tableau 21.

	Galop	Obstacle	Gymnastique	Plat
Cheval 1	99 (15)	56 (11)	43 (9)	52 (18)
Cheval 2	152 (14)	62 (10)	59 (21)	77 (39)
Cheval 3	137 (12)	64 (14)	53 (14)	63 (21)
Cheval 4	146 (39)	56 (14)	51 (7)	51 (13)
Cheval 5	118 (18)	58 (12)	50 (19)	42 (6)
Cheval 6	151 (0)	50 (10)	41 (9)	41 (19)
Cheval 7	138 (2)	59 (12)	43 (9)	43 (9)

Tableau 21. Scores moyens (en pourcentage) obtenus pour chaque discipline et chaque cheval : Moyenne (écart-type). Une valeur supérieure à 100% indique que l'énergie mécanique cumulée de la séance est supérieure à celle du test d'effort du cheval considéré et inversement pour une valeur inférieure à 100%

Ces valeurs moyennes ont ensuite été tracées sous forme de diagramme en barres et représentées dans la Figure 46.

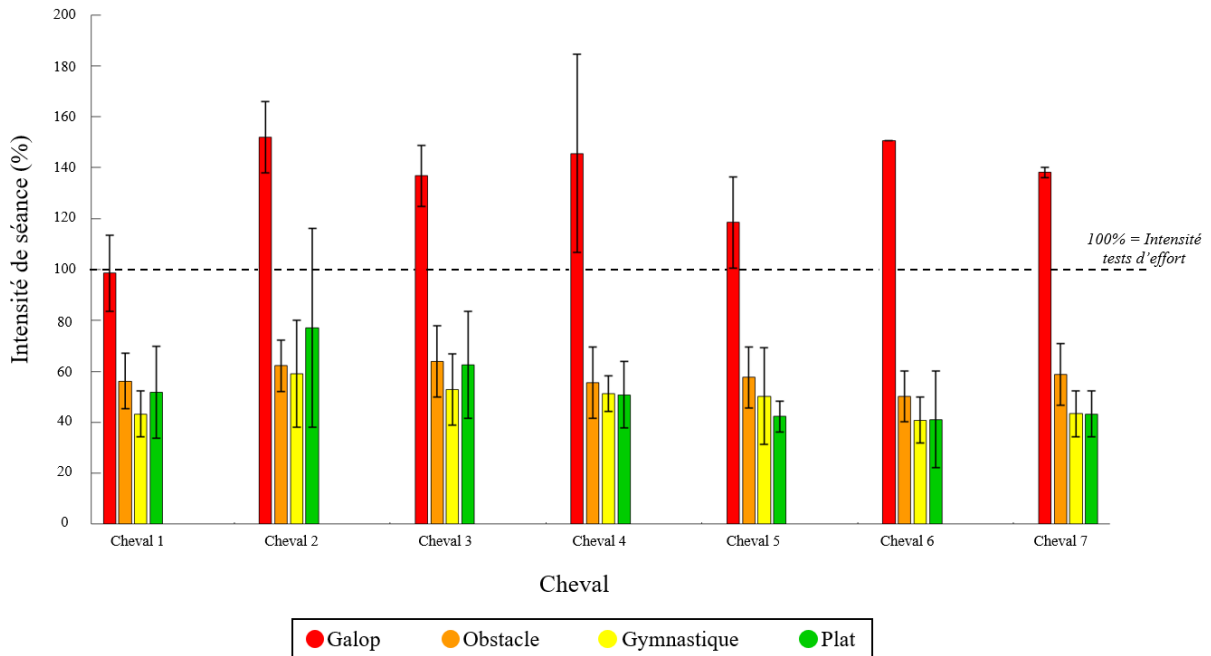


Figure 46 : Scores moyens d'intensité de séance (en %) obtenus à l'issue des séances quotidiennes de galop (barres rouges), d'obstacle (barres orange), de gymnastique (barres jaunes) ou de plat (barres vertes), pour l'ensemble des chevaux. Le seuil de 100% d'intensité correspond à l'intensité moyenne des tests d'effort pour chaque cheval.

Enfin, les scores d'intensité de chaque séance ont été regroupés dans un graphique, disponible en Annexe 6.

Ces scores font référence à la propre condition physique du cheval. Pour l'ensemble des chevaux, les séances d'obstacle, de gymnastique et de plat oscillent entre 40 et 60% d'intensité alors que les séances de galop semblent environ deux fois plus intenses que les séances des autres disciplines.

4.4.3. Discussion et perspectives de recherche

Bien que cette étude soit encore en phase exploratoire, elle présente ici une première ébauche d'un outil de quantification de l'intensité des séances, toutes disciplines confondues, relatif et propre à la condition physique de chaque cheval.

En parallèle de l'étude présentée dans la section 4.3 de ce document, les écart-types des énergies mécaniques cumulées obtenues à l'issue des tests d'effort nous confirment donc que les tests d'effort auxquels les chevaux ont été soumis étaient reproductibles entre eux et nous permettent de prendre ces données comme référence pour créer un score d'intensité de séance.

Ce score d'intensité de séance permet de situer l'intensité des séances d'entraînement par rapport à des tests d'effort standardisés pour lesquels nous constatons, lors du dernier palier du test, un passage en phase anaérobie. En rapportant l'énergie mécanique cumulée au cours d'une séance de travail à l'énergie mécanique cumulée lors d'un test d'effort, on peut faire l'hypothèse que des séances de travail au-delà du seuil de 100% du score d'intensité correspondent à des séances pour lesquelles l'effort demandé au cheval implique une phase anaérobie, avec un début d'accumulation de fatigue musculaire. Cependant, il est nécessaire de nuancer ce résultat compte tenu du fait que cette hypothèse ne peut être juste que si la séance de travail est continue, l'énergie mécanique cumulée calculée ne prenant pas en compte les éventuelles phases de récupération au cours de la séance. La suite de cette étude exploratoire consistera à analyser les corrélations entre le score d'intensité de séance et les niveaux de lactatémie mesurés pendant l'entraînement, et non plus uniquement lors des tests d'effort. De plus, il sera nécessaire d'intégrer les phases de récupération en ajoutant d'autres paramètres au modèle. Les résultats de l'étude présentée dans la section 4.3 indiquent que la fréquence cardiaque pourrait constituer un complément très utile pour affiner le modèle de prédiction.

La fréquence cardiaque est en effet un indicateur de fatigue directement lié à la lactatémie pendant l'effort (Pugliese et al. 2020). L'intégration de la fréquence cardiaque, en tenant compte de la condition physique spécifique de chaque cheval, pourrait être une perspective intéressante à explorer. L'ajout de ce paramètre permettrait notamment de déterminer si, pour une même intensité de séance, les variations de la fréquence cardiaque peuvent aider le modèle à prendre en compte les phases de récupération active, améliorant ainsi la prédiction de la lactatémie, elle-même indicatrice de la fatigue musculaire.

4.5. SYNTHÈSE ET PERSPECTIVES

Ce chapitre présente une méthode originale de quantification de la charge de travail du cheval en conditions réelles d'entraînement. Les résultats préliminaires obtenus montrent que cette méthode permet de prédire le passage de l'état physiologique aérobie à l'état physiologique anaérobie, marquant l'apparition de la fatigue musculaire, à partir de seulement deux paramètres physiologiques ou locomoteurs. Elle se limite cependant à une prédiction dans les conditions standardisées d'un test d'effort.

Le calcul d'un indice d'intensité de séance, actuellement en cours d'exploration, semble être prometteur pour quantifier l'intensité des séances d'entraînement quotidiennes.

Les limites identifiées dans ce chapitre montrent clairement le besoin d'élargir cette étude. Le projet ANR CAPT-ESE est actuellement en cours, des chevaux supplémentaires seront donc inclus dans le protocole et permettront d'agrandir la population de référence. La fiabilisation des méthodes de quantification de la charge de travail passe, dans un premier temps, par l'augmentation du nombre de chevaux, mais également par l'élargissement des méthodes de prédiction à d'autres disciplines et en dehors de la condition spécifique du test d'effort standardisé. Pour confirmer la pertinence de ces méthodes dans différentes disciplines, des mesures supplémentaires comprenant des mesures de lactatémie, dans le cadre d'exercices plus hétérogènes en termes d'intensité, seraient nécessaires dans le but de balayer une plus large gamme de circonstances. La recherche d'un modèle intégrant l'indice d'intensité de séances, comme proposé, associé à un paramètre physiologique prenant en compte la fréquence cardiaque représente une piste à explorer afin de fournir aux cavaliers un outil quotidien pour quantifier la charge d'entraînement de leurs chevaux.

La récupération post-effort serait une autre perspective importante à explorer dans notre calcul de la charge de travail et s'ajoutera, dans d'autres perspectives, aux paramètres de détection précoces de la fatigue.



CHAPITRE

5. Conclusion générale et perspectives

5.1. CONCLUSION GENERALE

Les lésions de l'appareil locomoteur sont l'une des principales causes limitant les performances et affectant le bien-être des chevaux. Elles constituent la première cause d'arrêt temporaire ou définitif de la carrière sportive, entraînant des pertes économiques considérables et impactant la qualité de vie du cheval. Le diagnostic, le traitement et la prévention de ces pathologies représentent donc un axe de recherche crucial pour la filière équine.

Dans ce contexte, la détection précoce des premiers signes de lésion permettra une prise en charge efficace grâce à une gestion non médicamenteuse, notamment par l'adaptation de l'activité sportive du cheval.

La quantification préalable des paramètres locomoteurs permet d'effectuer une analyse détaillée et un suivi longitudinal de la locomotion, tant en conditions réelles d'entraînement que lors des examens locomoteurs, afin de caractériser le schéma locomoteur propre à chaque cheval. Toute dérive de ce schéma pourrait alors signaler l'apparition d'une lésion à un stade subclinique.

La gestion non médicamenteuse des lésions repose ensuite sur l'adaptation individualisée de l'entraînement. Cela nécessite une quantification précise de la charge de travail au cours des séances, afin de pouvoir ajuster l'intensité des exercices. À terme, l'objectif est de lier les charges de travail mesurées à un risque de développement de lésions de l'appareil locomoteur.

L'objectif principal de ce travail de thèse, inclus dans le projet ANR CAPT-ESE, est la quantification de la locomotion et de la charge de travail du cheval en conditions réelles d'entraînement.

Ainsi, ce travail s'est articulé autour de deux axes principaux :

- Le développement de méthodes de quantification des paramètres locomoteurs, à partir de capteurs connectés et embarqués (chapitre 2 et 3), utiles pour analyser la locomotion du cheval
- Le développement d'une méthode de quantification de la charge de travail, à partir de capteurs connectés et embarqués (chapitre 4), en s'intéressant notamment aux exercices anaérobies et à l'intensité des séances d'entraînement.

5.1.1. Quantification des paramètres locomoteurs

L'évaluation de la locomotion du cheval par les vétérinaires repose principalement sur l'observation visuelle des paramètres locomoteurs. Les amplitudes de mouvement des membres et du dos sont appréciées lors des examens dynamiques. Toutefois, l'évaluation de la locomotion intègre de nombreux paramètres, dont les variations sont parfois subtiles et difficiles à objectiver. Les chapitres 2 et 3 ont souligné l'importance de les quantifier pour réaliser une analyse complète de la locomotion du cheval.

Le chapitre 2 présente une méthode de détection des débuts et fins d'appui au trot, en ligne droite et en cercle, permettant de déduire les paramètres spatio-temporels de la foulée, essentiels à évaluer. Pour étendre cette méthode à d'autres conditions d'entraînement ou d'examen, elle a été adaptée et est également applicable en milieu aquatique, notamment au trot sur tapis roulant immergé. Une limite de ce chapitre réside cependant dans le choix des événements de foulée utilisés comme référence. La détection manuelle de ces événements peut introduire un biais dans les études. De plus, les références sur lesquelles cette méthode est basée ont été testées en laboratoire sur sol dur uniquement (Tijssen et al. 2020a; 2020b), et nous avons supposé que ces références étaient aussi valables dans d'autres conditions pour lesquelles la méthode a été appliquée dans ce chapitre.

Le chapitre 3 présente une méthode de quantification de l'amplitude de flexion/extension thoraco-lombaire, applicable aux trois allures. La comparaison entre les amplitudes de mouvement du dos mesurées par cette méthode et l'évaluation visuelle des vétérinaires souligne la difficulté d'estimer correctement ce paramètre, ce qui met en évidence l'importance de trouver des techniques pour mesurer objectivement la mobilité dorsale. Une limite de cette étude réside dans la mesure manuelle des distances entre le garrot et la vertèbre thoracique T18, ainsi qu'entre la croupe et T18, ce qui peut constituer une contrainte. La section 3.2 identifie une autre limite dans la quantification de l'amplitude de flexion/extension thoraco-lombaire au galop. Lors de cette étude, ce paramètre n'a été évalué qu'à une seule main, en supposant que l'amplitude serait similaire aux deux mains (au galop) et sur un cercle de grand diamètre (20 m), en négligeant les mouvements de latéflexion et de rotation. Cette limite est également soulignée dans la section 3.3, où les résultats suggèrent de diversifier les conditions d'examen pour améliorer la corrélation entre les mesures et l'avis des vétérinaires.

Les méthodes développées dans ces deux chapitres permettent d'objectiver les mesures de plusieurs paramètres locomoteurs et d'améliorer l'analyse de la locomotion. La principale limite identifiée réside dans la grande diversité des stratégies locomotrices entre les chevaux, soulignant la nécessité d'augmenter la taille de la population étudiée pour fiabiliser ces méthodes.

Ces outils, associés à ceux déjà développés pour la quantification d'autres paramètres locomoteurs dans le cadre de collaborations antérieures au projet CAPT-ESE (étude de la symétrie locomotrice notamment), ont démontré leur utilité pour compléter l'évaluation subjective des vétérinaires, et permettent d'envisager leur utilisation pour quantifier la charge de travail du cheval.

5.1.2. Quantification de la charge de travail

La quantification de la charge de travail du cheval en conditions réelles d'entraînement est essentielle pour évaluer l'intensité des exercices demandés. Cela repose d'abord sur la mesure des paramètres physiologiques et locomoteurs du cheval pendant ses séances d'entraînement.

Les études présentées dans les chapitres 2 et 3, ainsi que les outils développés dans le cadre de collaborations antérieures au projet CAPT-ESE, permettent de quantifier une large gamme de paramètres. Le chapitre 4 propose une méthode de prédiction des états physiologiques aérobie et anaérobie, ce dernier étant un indicateur de la fatigue musculaire, basée sur des techniques de machine learning utilisant ces différents paramètres. Bien que les résultats de cette étude soient très prometteurs, une limite importante a été identifiée : la nécessité d'analyser un plus grand nombre de chevaux, avec une plus grande diversité dans les mesures de lactatémie, afin de valider le modèle et renforcer la robustesse de notre méthode de prédiction.

Un score d'intensité de séance pourrait permettre d'évaluer l'intensité des entraînements que les chevaux ont réalisés quotidiennement dans le cadre du protocole, par rapport à la condition physique propre à chaque cheval. L'étude exploratoire menée pour établir un tel score souligne l'importance de fournir aux cavaliers un outil leur permettant de mieux comprendre le ressenti du cheval face à l'exercice demandé. Elle montre, par exemple, qu'une séance de travail considérée comme habituelle (séance de galop) génère une énergie mécanique cumulée supérieure à celle d'un test d'effort où le cheval dépasse le seuil d'effort aérobie.

La fiabilisation de ces méthodes de quantification de la charge de travail sera possible en augmentant la taille de la population de chevaux étudiée et en élargissant les méthodes de prédiction à d'autres circonstances d'entraînement. L'intégration de facteurs physiologiques, tels que la fréquence cardiaque, permettra également de mieux prendre en compte les phases de récupération au cours d'une séance de travail.

Ce chapitre souligne la nécessité de poursuivre le développement de méthodes simples de quantification de la charge de travail du cheval en conditions réelles d'entraînement, afin d'évaluer l'intensité des exercices et le ressenti du cheval. L'objectif est de permettre aux vétérinaires et aux cavaliers de mieux collaborer pour ajuster les séances d'entraînement en fonction de la condition physique et de l'état de santé du cheval, optimisant ainsi ses performances en compétition.

5.2. PERSPECTIVES DE RECHERCHE

Le projet CAPT-ESE (CAPTeurs et instruments de monitoring en E-Santé Equine) est un projet de grande envergure dont l'objectif principal est le développement et l'application de capteurs embarqués spécifiques pour les athlètes équins. Ce projet vise à fournir aux cavaliers un outil d'aide à la gestion de l'entraînement, afin de mieux prévenir, diagnostiquer précocement et traiter les affections locomotrices chez les chevaux. Le projet est toujours en cours et continue d'inclure de nouveaux chevaux dans le protocole.

Ce travail de thèse a débuté en parallèle du projet CAPT-ESE, avec pour objectif de développer les outils et méthodes de quantification des paramètres locomoteurs, afin de suivre l'évolution des chevaux en exploitant les données collectées tout au long du protocole. La validation scientifique préalable de ces méthodes est indispensable pour pouvoir les appliquer dans le cadre d'un suivi longitudinal par la suite.

Dans la suite du projet CAPT-ESE, de nouveaux chevaux seront inclus dans le protocole, permettant ainsi d'augmenter la taille des populations étudiées. Les méthodes de quantification des paramètres locomoteurs devront être adaptées et validées aux différentes allures et appliquées dans des conditions d'examen locomoteur et d'entraînement afin de compléter l'analyse de la locomotion du cheval.

Dans le cadre du suivi longitudinal des chevaux inclus dans le projet CAPT-ESE, l'ensemble de ces paramètres sera regroupé dans une base de données structurée afin de définir une « signature » locomotrice propre à chaque cheval et d'identifier tout éloignement du schéma normal pour déceler précocement l'apparition d'une anomalie locomotrice et prédire le site lésionnel. Cet axe de recherche est actuellement exploré par Mahaut Gérard, qui développe des techniques d'apprentissage machine pour la détermination d'indices d'asymétrie et la prédiction d'affections locomotrices à partir de données issues de capteurs inertiels. Ce travail s'inscrit dans le cadre d'une thèse en convention CIFRE, en collaboration avec l'entreprise LIM group, l'École Nationale Vétérinaire d'Alfort, et l'Université de Teluq (Québec).

Pour approfondir la quantification de la charge de travail, l'exploration du paramètre de fréquence cardiaque pourra enrichir le score d'intensité des séances d'entraînement. L'étude de la récupération post-effort est étroitement liée à la condition physique et au niveau de fatigue du cheval. Le temps de récupération devient ainsi un paramètre essentiel à évaluer en complément de la quantification de la charge de travail pour la détection précoce de la fatigue.

Enfin, la gestion et l'adaptation de l'activité sportive du cheval nécessitent de quantifier l'influence du cavalier sur les paramètres locomoteurs du cheval. Cet axe de recherche est actuellement exploré par Blandine Bécard, qui travaille sur les interactions entre cavalier et cheval ainsi que sur le développement et la validation d'une méthode d'adaptation de la selle au couple cavalier-cheval en mouvement. Ce travail est réalisé dans le cadre d'une thèse en convention CIFRE en collaboration avec l'entreprise LIM group et le laboratoire Performance, Santé, Métrologie, Société (PSMS) de l'Université de Reims.



Références bibliographiques

- Arfuso, Francesca, Claudia Giannetto, Elisabetta Giudice, Francesco Fazio, Michele Panzera, et Giuseppe Piccione. 2021. « Peripheral Modulators of the Central Fatigue Development and Their Relationship with Athletic Performance in Jumper Horses ». *Animals* 11 (3): 743. <https://doi.org/10.3390/ani11030743>.
- Arnold, E.J., H.S. Spooner, N. Minardi, et R.M. Hoffman. 2019. « Workload and Kinematics of Horses during Underwater Treadmill Exercise ». *Journal of Equine Veterinary Science* 76 (mai):50. <https://doi.org/10.1016/j.jevs.2019.03.041>.
- Aslam, Muhammad, et Mohammed Albassam. 2020. « Presenting Post Hoc Multiple Comparison Tests under Neutrosophic Statistics ». *Journal of King Saud University - Science* 32 (6): 2728-32. <https://doi.org/10.1016/j.jksus.2020.06.008>.
- Assenza, Anna, Domenico Bergero, Fulvio Congiu, Francesco Tosto, Claudia Giannetto, et Giuseppe Piccione. 2014. « Evaluation of Serum Electrolytes and Blood Lactate Concentration During Repeated Maximal Exercise in Horse ». *Journal of Equine Veterinary Science* 34 (10): 1175-80. <https://doi.org/10.1016/j.jevs.2014.07.001>.
- Audigié, Fabrice, Philippe Pourcelot, Christophe Degueurce, Jean-Marie Denoix, et Didier Geiger. 1999. « Kinematics of the equine back: flexion-extension movements in sound trotting horses ». *Equine Veterinary Journal* 30 (juillet):210-13. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1999.tb05219.x>.
- Audigié, Fabrice, Philippe Pourcelot, Christophe Degueurce, Didier Geiger, et Jean Marie Denoix. 2002. « Fourier Analysis of Trunk Displacements: A Method to Identify the Lamé Limb in Trotting Horses ». *Journal of Biomechanics* 35 (9): 1173-82. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00089-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00089-1).
- Back, W., H. C. Schamhardt, H. H. C. M. Savelberg, A. J. Van Den Bogert, G. Bruin, W. Hartman, et A. Barneveld. 1995a. « How the Horse Moves: 1. Significance of Graphical Representations of Equine Forelimb Kinematics ». *Equine Veterinary Journal* 27 (1): 31-38. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1995.tb03029.x>.
- . 1995b. « How the Horse Moves: 2. Significance of Graphical Representations of Equine Hind Limb Kinematics ». *Equine Veterinary Journal* 27 (1): 39-45. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1995.tb03030.x>.

- Back, Willem, et Hilary Clayton. 2013. *Equine locomotion*. 2^e éd. Elsevier.
- Barrey, E. 1999. « Methods, Applications and Limitations of Gait Analysis in Horses ». *The Veterinary Journal* 157 (1): 7-22. <https://doi.org/10.1053/tvjl.1998.0297>.
- Barrey, E., et T. Demonceau. 1990. « Determination du seuil anaérobie chez le cheval athlète » 2 (8): 25-28.
- Berkman, C., M.C. Pereira, K.B. Nardi, G.T. Pereira, O.A.B. Soares, W.A.Z. Restan, A. Queiroz-Neto, et G.C. Ferraz. 2016. « Agreement between I-STAT and YSI 2300 Devices to Determine Lactate Concentrations in Dogs Undergoing Exercise ». *Comparative Exercise Physiology* 12 (2): 75-82. <https://doi.org/10.3920/CEP160002>.
- Biewener, A.A., J. Thomason, A. Goodship, et L.E. Lanyon. 1983. « Bone Stress in the Horse Forelimb during Locomotion at Different Gaits: A Comparison of Two Experimental Methods ». *Journal of Biomechanics* 16 (8): 565-76. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90107-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90107-0).
- Bland, J. Martin, et Douglas G. Altman. 2007. « Agreement Between Methods of Measurement with Multiple Observations Per Individual ». *Journal of Biopharmaceutical Statistics* 17 (4): 571-82. <https://doi.org/10.1080/10543400701329422>.
- Bland, J Martin, et Douglas G Altman. 2010. « Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement ». *International Journal of Nursing Studies*.
- Bland, J.M., et D.G. Altman. 1990. « A Note on the Use of the Intraclass Correlation Coefficient in the Evaluation of Agreement between Two Methods of Measurement ». *Computers in Biology and Medicine* 20 (5): 337-40. [https://doi.org/10.1016/0010-4825\(90\)90013-F](https://doi.org/10.1016/0010-4825(90)90013-F).
- Bosch, Stephan, Filipe Serra Bragança, Mihai Marin-Perianu, Raluca Marin-Perianu, Berend van der Zwaag, John Voskamp, Willem Back, René van Weeren, et Paul Havinga. 2018. « EquiMoves: A Wireless Networked Inertial Measurement System for Objective Examination of Horse Gait ». *Sensors* 18 (3): 850. <https://doi.org/10.3390/s18030850>.

- Boye, Jenny Katrine, Maj Halling Thomsen, Thilo Pfau, et Emil Olsen. 2014. « Accuracy and Precision of Gait Events Derived from Motion Capture in Horses during Walk and Trot ». *Journal of Biomechanics* 47 (5): 1220-24. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.018>.
- Briggs, Eloise V., et Claudia Mazzà. 2021. « Automatic Methods of Hoof-on and -off Detection in Horses Using Wearable Inertial Sensors during Walk and Trot on Asphalt, Sand and Grass ». Édité par Chris Rogers. *PLOS ONE* 16 (7): e0254813. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0254813>.
- Buchner, H. H. F., H. H. C.M. Savelberg, H. C. Schamhardt, et A. Barneveld. 1996. « Head and Trunk Movement Adaptations in Horses with Experimentally Induced Fore- or Hindlimb Lameness ». *Equine Veterinary Journal* 28 (1): 71-76. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1996.tb01592.x>.
- Burgaud, Dr Isabelle, et Nelly Genoux. 2019. « Fonctionnement du dos du cheval ».
- Burtschy, B. 1994. *Notions sur les méthodes factorielles - Traitements statistiques des enquêtes*. Paris: Dunod.
- Butler, P.J., A.J. Woakes, L.S. Anderson, C.A. Roberts, et D.J. Marlin. 1993. « Stride Length and Respiratory Tidal Volume in Exercising Thoroughbred Horses ». *Respiration Physiology* 93 (1): 51-56. [https://doi.org/10.1016/0034-5687\(93\)90067-K](https://doi.org/10.1016/0034-5687(93)90067-K).
- Casin, PH. 1996. « L'analyse en composantes principales généralisée ». *Reveu de Statistique appliquée* 44 (3): 63-81.
- Chateau, H., C. Degueurce, H. Jerbi, N. Crevier-Denoix, P. Pourcelot, F. Audigié, V. Pasqui-Boutard, et J.-M. Denoix. 2001. « Normal Three-dimensional Behaviour of the Metacarpophalangeal Joint and the Effect of Uneven Foot Bearing ». *Equine Veterinary Journal* 33 (S33): 84-88. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.2001.tb05366.x>.
- Cohen, Jacob. 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, N.J: L. Erlbaum Associates.
- . 1992. « Quantitative Methods in Psychology - A Power Primer ». *Psychological Bulletin* 112 (1): 155-59.

- Colborne, G. R., D. M. Birtles, et I. C. Cacchione. 2001. « Electromyographic and Kinematic Indicators of Fatigue in Horses: A Pilot Study ». *Equine Veterinary Journal* 33 (S33): 89-93. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.2001.tb05367.x>.
- Coudry, Virginie, Dominique Thibaud, Barbara Riccio, Fabrice Audigié, David Didierlaurent, et Jean-Marie Denoix. 2007. « Efficacy of Tiludronate in the Treatment of Horses with Signs of Pain Associated with Osteoarthritic Lesions of the Thoracolumbar Vertebral Column » 68 (3).
- Coyle, E.F. 1995. « MÉTABOLISME DES GRAISSES PENDANT L'EXERCICE ». *SPORTS SCIENCE EXCHANGE* 8 (6): 59.
- Crevier-Denoix, Natalie, Philippe Pourcelot, H Jerbi, B Ravary, et Jean-Marie Denoix. 2005. « Particularités anatomiques et biomécaniques des tendons fléchisseurs. »
- Darbandi, Hamed, Carolien Munsters, et Paul Havinga. 2024. « Non-Invasive Lactate Estimation Using Wearable Sensors for Remote Fatigue Assessment in Horses ». In *2024 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops and Other Affiliated Events (PerCom Workshops)*, 352-57. Biarritz, France: IEEE. <https://doi.org/10.1109/PerComWorkshops59983.2024.10503247>.
- Darbandi, Hamed, Carolien Munsters, Jeanne Parmentier, et Paul Havinga. 2023. « Detecting Fatigue of Sport Horses with Biomechanical Gait Features Using Inertial Sensors ». Édité par Elena Bergamini. *PLOS ONE* 18 (4): e0284554. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0284554>.
- De Witt, John K. 2010. « Determination of Toe-off Event Time during Treadmill Locomotion Using Kinematic Data ». *Journal of Biomechanics* 43 (15): 3067-69. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.009>.
- Delers, Antoine, Van Steenkiste, et al. 2015. *La loi de Pareto: La règle des 80/20*. Bruxelles, Belgique: 50 Minutes.
- Denoix, Jean Marie. 2014. *Biomécanique et Gymnastique du Cheval*. Vigot.

- Denoix, Jean-Marie D. 1999. « Spinal Biomechanics and Functional Anatomy ». *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice* 15 (1): 27-60. [https://doi.org/10.1016/S0749-0739\(17\)30162-1](https://doi.org/10.1016/S0749-0739(17)30162-1).
- Denoix, Jean-Marie, et Jean-Pierre Pailloux. 1997. *Approche de la kinesithérapie du cheval*. Vigot Maloine.
- Denoix, Jean-Marie, Jean-Pierre Pailloux, et Jonathan Lewis. 2021. *Physical Therapy and Massage for the Horse: Biomechanics-Excercise-Treatment, Second Edition*. 2^e éd. London: CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9780429189784>.
- Dittrich, Naiandra, Ricardo Dantas De Lucas, Mariana Franzoni Maioral, Fernando Diefenthaeler, et Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo. 2013. « Continuous and Intermittent Running to Exhaustion at Maximal Lactate Steady State: Neuromuscular, Biochemical and Endocrinal Responses ». *Journal of Science and Medicine in Sport* 16 (6): 545-49. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.12.001>.
- Egenvall, Agneta, Hanna Engström, et Anna Byström. 2023. « Back Motion in Unridden Horses in Walk, Trot and Canter on a Circle ». *Veterinary Research Communications*, mai. <https://doi.org/10.1007/s11259-023-10132-y>.
- Fraschetto, Claudia, Chloé Hatrisse, Claire Moiroud, Audrey Beaumont, Fabrice Audigié, Henry Chateau, Jean-Marie Denoix, et Sandrine Jacquet. 2023. « Water depth and speed may have an opposite effect on the trunk vertical displacement in horses trotting on a water treadmill ». *American Journal of Veterinary Research*, décembre, 1-9. <https://doi.org/10.2460/ajvr.23.10.0236>.
- Galloux, Patrick, et al. 2018. « La logique interne du concours complet ».
- Genoux, Nelly, Pauline Doligez, et Laetitia Le Masne. 2022. « La digestion chez le cheval : une physiologie adaptée à l'ingestion de fibres en continu ».
- Gibbons, Jean Dickinson, et Subhabrata Chakraborti. 2003. *Nonparametric Statistical Inference*. 4th ed., rev.Expanded. Statistics, Textbooks and Monographs, v. 168. New York: Marcel Dekker.

- Hagen, Jenny, Florian Geburek, Vasiliki Kathrinaki, Mohamad Al Naem, Michael Roecken, et Johanna Hoffmann. 2021. « Effect of Perineural Anesthesia on the Centre of Pressure (COP) Path During Stance Phase at Trot in Sound Horses ». *Journal of Equine Veterinary Science* 101 (juin):103429. <https://doi.org/10.1016/j.jevs.2021.103429>.
- Hardeman, A. M., A. Byström, L. Roepstorff, J. H. Swagemakers, P. R. van Weeren, et F. M. Serra Bragança. 2020. « Range of Motion and Between-Measurement Variation of Spinal Kinematics in Sound Horses at Trot on the Straight Line and on the Lunge ». Édité par Chris Rogers. *PLOS ONE* 15 (2): e0222822. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222822>.
- Hart, Sarah, Kathryn Drevets, Micah Alford, Amanda Salacinski, et Brian E Hunt. 2013. « A Method-Comparison Study Regarding the Validity and Reliability of the Lactate Plus Analyzer ». *BMJ Open* 3 (2): e001899. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2012-001899>.
- Hatrisse, Chloé, Claire Macaire, Camille Hebert, Sandrine Hanne-Poujade, Emeline De Azevedo, Fabrice Audigié, Khalil Ben Mansour, et al. 2023. « A Method for Quantifying Back Flexion/Extension from Three Inertial Measurement Units Mounted on a Horse's Withers, Thoracolumbar Region, and Pelvis ». *Sensors* 23 (24): 9625. <https://doi.org/10.3390/s23249625>.
- Hatrisse, Chloé, Claire Macaire, Marie Sapone, Camille Hebert, Sandrine Hanne-Poujade, Emeline De Azevedo, Frederic Marin, Pauline Martin, et Henry Chateau. 2022. « Stance Phase Detection by Inertial Measurement Unit Placed on the Metacarpus of Horses Trotting on Hard and Soft Straight Lines and Circles ». *Sensors* 22 (3): 703. <https://doi.org/10.3390/s22030703>.
- Henson, Frances M D. s. d. « Equine Back Pathology: Diagnosis and Treatment ».
- Hermès science, éd. 2005. *GPS: localisation et navigation par satellites*. 2e éd. revue et Augmentée. Paris: Hermès science.
- Hodson, E., H. M. Clayton, et J. L. Lanovaz. 2000. « The Forelimb in Walking Horses: 1. Kinematics and Ground Reaction Forces ». *Equine Veterinary Journal* 32 (4): 287-94. <https://doi.org/10.2746/042516400777032237>.

- Holcombe, Alex O. 2009. « Seeing Slow and Seeing Fast: Two Limits on Perception ». *Trends in Cognitive Sciences* 13 (5): 216-21. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2009.02.005>.
- Jeffcott, L. B. 1980. « Disorders of the Thoracolumbar Spine of the Horse - a Survey of 443 Cases ». *Equine Veterinary Journal* 12 (4): 197-210. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1980.tb03427.x>.
- Jeffcott, L. B., G. Dalin, S. Drevemo, I. Fredricson, K. Björne, et A. Bergquist. 1982. « Effect of Induced Back Pain on Gait and Performance of Trotting Horses ». *Equine Veterinary Journal* 14 (2): 129-33. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1982.tb02366.x>.
- Keegan, K. G., E. V. Dent, D. A. Wilson, J. Janicek, J. Kramer, A. Lacarrubba, D. M. Walsh, et al. 2010. « Repeatability of Subjective Evaluation of Lameness in Horses: Repeatability of Subjective Evaluation of Lameness in Horses ». *Equine Veterinary Journal* 42 (2): 92-97. <https://doi.org/10.2746/042516409X479568>.
- Keegan, Kevin G., David A. Wilson, Bryan K. Smith, et Daniel J. Wilson. 2000. « Changes in kinematic variables observed during pressure-induced forelimb lameness in adult horses trotting on a treadmill ». *American Journal of Veterinary Research* 61 (6): 612-19. <https://doi.org/10.2460/ajvr.2000.61.612>.
- King, Melissa R. 2016. « Principles and Application of Hydrotherapy for Equine Athletes ». *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice* 32 (1): 115-26. <https://doi.org/10.1016/j.cveq.2015.12.008>.
- Larousse Encyclopédie. 2024. « Sports équestres ». https://www.larousse.fr/encyclopedie/divers/sports_équestres/49001 (accessed on 13.08.2024).
- Loh, Wei-Yin. 2022. « REGRESSION TREES WITH UNBIASED VARIABLE SELECTION AND INTERACTION DETECTION ». *Statistica Sinica* 12 (2): 361-86.
- Loh, Wei-Yin, et Yu-Shan Shih. 1997. « Split Selection Methods for Classification Trees ». *Statistica Sinica* 7.

- Louis, Julien, et Jeanick Brisswalter. 2013. « Chapitre 21. Fatigue et récupération chez l'athlète « master » ». In *Améliorer sa récupération en sport*, édité par Christophe Hausswirth, 361-75. INSEP-Éditions. <https://doi.org/10.4000/books.insep.1389>.
- Ludbrook, John. 2002. « Statistical Techniques For Comparing Measurers And Methods Of Measurement: A Critical Review ». *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology* 29 (7): 527-36. <https://doi.org/10.1046/j.1440-1681.2002.03686.x>.
- Macaire, Claire, Sandrine Hanne-Poujade, Emeline De Azevedo, Jean-Marie Denoix, Virginie Coudry, Sandrine Jacquet, Lélia Bertoni, et al. 2022. « Investigation of Thresholds for Asymmetry Indices to Represent the Visual Assessment of Single Limb Lameness by Expert Veterinarians on Horses Trotting in a Straight Line ». *Animals* 12 (24): 3498. <https://doi.org/10.3390/ani12243498>.
- MacKechnie-Guire, Russell, et Thilo Pfau. 2021. « Differential Rotational Movement and Symmetry Values of the Thoracolumbosacral Region in High-Level Dressage Horses When Trotting ». Édité par Chris Rogers. *PLOS ONE* 16 (5): e0251144. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0251144>.
- Maldonado, Mikaela D., Samantha D. Parkinson, Melinda R. Story, et Kevin K. Haussler. 2022. « The Effect of Chiropractic Treatment on Limb Lameness and Concurrent Axial Skeleton Pain and Dysfunction in Horses ». *Animals* 12 (20): 2845. <https://doi.org/10.3390/ani12202845>.
- Marin, Frédéric. 2020. « Human and Animal Motion Tracking Using Inertial Sensors ». *Sensors* 20 (21): 6074. <https://doi.org/10.3390/s20216074>.
- Martin, P, H Chateau, P Pourcelot, L Duray, et L Cheze. 2014. « Comparison Between Inertial Sensors and Motion Capture System to Quantify Flexion-Extension Motion in the Back of a Horse ». *Equine Veterinary Journal* 46 (juin):43-43. https://doi.org/10.1111/evj.12267_131.
- Matlab, MathWorks Help Center - Confidence intervals of coefficient estimates of linear regression model. s. d. « Available online: <https://fr.mathworks.com/help/stats/linearmodel.coefci.html> (accessed on 09.11.2023) ». Consulté le 9 novembre 2023.

https://fr.mathworks.com/help/stats/linearmodel.coefci.html#bszh8b5-1_sep_shared-alpha.

Matlab, MathWorks Help Center - Linear Regression. s. d. « Available online: https://fr.mathworks.com/help/matlab/data_analysis/linear-regression.html (accessed on 24.04.2023) ». Consulté le 25 avril 2023. https://fr.mathworks.com/help/matlab/data_analysis/linear-regression.html.

Matlab, MathWorks Help Center - Principal component analysis. s. d. « Available online: <https://fr.mathworks.com/help/stats/pca.html> (accessed on 03.10.24 ». Consulté le 3 octobre 2024. <https://fr.mathworks.com/help/stats/pca.html#btj8mld>.

Matlab, MathWorks Help Center -Fit linear regression model. s. d. « Available online: <https://fr.mathworks.com/help/stats/fitlm.html> (accessed on 09.11.2023) ». Consulté le 9 novembre 2023. <https://fr.mathworks.com/help/stats/fitlm.html>.

Maurel, Bernard, et Anne-Claire Grison. 2011. « Les allures naturelles des équidés ».

Merli, Léa, Lisa Poitevineau, Claire Leleu, Michel Laurent, et Agnès Olivier. 2022. « Percevoir l'effort de son cheval pour mieux l'entraîner ? »

Merriaux, Pierre, Yohan Dupuis, Rémi Bouteau, Pascal Vasseur, et Xavier Savatier. 2017. « A Study of Vicon System Positioning Performance ». *Sensors* 17 (7): 1591. <https://doi.org/10.3390/s17071591>.

MSD MANUAL. s. d. « Veterinary Manual. Available online: <https://www.msdevetmanual.com/en-au/musculoskeletal-system/lameness-in-horses/the-lameness-examination-in-horses> (accessed on 24 November 2021). »

Nascimento-Ferreira, Marcus, Augusto De Moraes, et Heraclito Carvalho. 2020. « Ordinary Least Products Regression: A Robust Statistical Tool for Assessing Agreement Between Measures Attended by High Variability ». Preprint. In Review. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-71462/v1>.

Nez, Alexis, Laetitia Fradet, Pierre Laguillaumie, Tony Monnet, et Patrick Lacouture. 2018. « Simple and Efficient Thermal Calibration for MEMS Gyroscopes ». *Medical*

- Olsen, Emil, Thilo Pfau, et Christian Ritz. 2013. « Functional Limits of Agreement Applied as a Novel Method Comparison Tool for Accuracy and Precision of Inertial Measurement Unit Derived Displacement of the Distal Limb in Horses ». *Journal of Biomechanics* 46 (13): 2320-25. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.004>.
- Polar. 2024. « Aerobie VS entraînement anaérobie : quelle est la différence ? » https://www.polar.com/blog/fr/aerobie-vs-entrainement-anaerobie-quelle-est-la-difference/?srsltid=AfmBOop1qtuzgILG0mNWVmhXUjo_nxbZC4x7GihFdRemIBg36wK-7_Ga.
- Pugliese, Brenna R., Cristina T. Carballo, Kevin M. Connolly, Melissa R. Mazan, et Carl A. Kirker-Head. 2020. « Effect of Fatigue on Equine Metacarpophalangeal Joint Kinematics—A Single Horse Pilot Study ». *Journal of Equine Veterinary Science* 86 (mars):102849. <https://doi.org/10.1016/j.jevs.2019.102849>.
- Restan, Alejandro Z., Evandro Zacche, Samara B. Da Silva, Juliana A. Cerqueira, Aulus C. Carfiolfi, Antonio Queiroz-Neto, Aparecido A. Camacho, et Guilherme C. Ferraz. 2019. « Lactate and Glucose Thresholds and Heart Rate Deflection Points for Beagles during Intense Exercise ». *American Journal of Veterinary Research* 80 (3): 284-93. <https://doi.org/10.2460/ajvr.80.3.284>.
- Rhodin, M., L. Roepstorff, A. French, K. G. Keegan, T. Pfau, et A. Egenvall. 2016. « Head and Pelvic Movement Asymmetry during Lungeing in Horses with Symmetrical Movement on the Straight ». *Equine Veterinary Journal* 48 (3): 315-20. <https://doi.org/10.1111/evj.12446>.
- Riccio, Barbara, Claudia Frascetto, Justine Villanueva, Federica Cantatore, et Andrea Bertuglia. 2018. « Two Multicenter Surveys on Equine Back-Pain 10 Years a Part ». *Frontiers in Veterinary Science* 5 (août):195. <https://doi.org/10.3389/fvets.2018.00195>.
- Ridgway, Kerry, et Joyce Harman. 1999. « Equine Back Rehabilitation ». *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice* 15 (1): 263-80. [https://doi.org/10.1016/S0749-0739\(17\)30176-1](https://doi.org/10.1016/S0749-0739(17)30176-1).

- Ritchie, Carrie. 2012. « Rating of Perceived Exertion (RPE) ». *Journal of Physiotherapy* 58 (1): 62. [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(12\)70078-4](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(12)70078-4).
- Ross, M.W., et S.J. Dyson. 2011. *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse*. Elsevier.
- Sapone, Marie, Pauline Martin, Khalil Ben Mansour, Henry Château, et Frédéric Marin. 2020. « Comparison of Trotting Stance Detection Methods from an Inertial Measurement Unit Mounted on the Horse's Limb ». *Sensors* 20 (10): 2983. <https://doi.org/10.3390/s20102983>.
- Sapone, Marie, Pauline Martin, Khalil Ben Mansour, Henry Chateau, et Frédéric Marin. 2021. « The Protraction and Retraction Angles of Horse Limbs: An Estimation during Trotting Using Inertial Sensors ». *Sensors* 21 (11): 3792. <https://doi.org/10.3390/s21113792>.
- Shapiro, S.S., et M.B. Wilk. 1965. « An analysis of variance test for normality ». *Biometrika* 52 (3-4): 591-611. <https://doi.org/10.1093/biomet/52.3-4.591>.
- Singer, Ellen R., Jane Barnes, Fiona Saxby, et Jane K. Murray. 2008. « Injuries in the Event Horse: Training versus Competition ». *The Veterinary Journal* 175 (1): 76-81. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2006.11.009>.
- Spoormakers, T. J. P., E. A. M. Graat, F. M. Serra Bragança, P. R. van Weeren, et H. Brommer. 2021. « Rater Agreement for Assessment of Equine Back Mobility at Walk and Trot Compared to Quantitative Gait Analysis ». Édité par Simon Clegg. *PLOS ONE* 16 (6): e0252536. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0252536>.
- Starke, Sandra D., et Hilary M. Clayton. 2015. « A Universal Approach to Determine Footfall Timings from Kinematics of a Single Foot Marker in Hoofed Animals ». *PeerJ* 3 (mars):e783. <https://doi.org/10.7717/peerj.783>.
- Starke, Sandra D, Stephen A May, Gregory C Miles, et Sarah B Channon. 2021. « Effect of Gamified Perceptual Learning on Visual Detection and Discrimination Skills in Equine Gait Assessment ». *Veterinary Record* 188 (10).

- Starke, Sandra Dorothee, et Maarten Oosterlinck. 2019. « Reliability of Equine Visual Lameness Classification as a Function of Expertise, Lameness Severity and Rater Confidence » 184 (2): 63.
- Sukovaty, L., S. Webb, G. Webb, W. Boyer, et W. McClain. 2019. « Effect of Weight Carried on Back Pain and Stride Length in Horses ». *Journal of Equine Veterinary Science* 76 (mai):54. <https://doi.org/10.1016/j.jevs.2019.03.048>.
- Szabó, Csaba, Zsolt Vizesi, et Anikó Vincze. 2021. « Heart Rate and Heart Rate Variability of Amateur Show Jumping Horses Competing on Different Levels ». *Animals* 11 (3): 693. <https://doi.org/10.3390/ani11030693>.
- Takahashi, Yuji, Toshiyuki Takahashi, Kazutaka Mukai, et Hajime Ohmura. 2021. « Effects of Fatigue on Stride Parameters in Thoroughbred Racehorses During Races ». *Journal of Equine Veterinary Science* 101 (juin):103447. <https://doi.org/10.1016/j.jevs.2021.103447>.
- Taylor, Janet L., et Simon C. Gandevia. 2008. « A Comparison of Central Aspects of Fatigue in Submaximal and Maximal Voluntary Contractions ». *Journal of Applied Physiology* 104 (2): 542-50. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01053.2007>.
- Ter Woort, F., G. Dubois, M. Didier, et E. Van Erck-Westergren. 2021. « Validation of an Equine Fitness Tracker: Heart Rate and Heart Rate Variability ». *Comparative Exercise Physiology* 17 (2): 189-98. <https://doi.org/10.3920/CEP200028>.
- Ter Woort, Fe, Guillaume Dubois, Grace Tansley, Marie Didier, Elisabeth-Lidwien Verdegaal, Samantha Franklin, et Emmanuelle Van Erck-Westergren. 2023. « Validation of an Equine Fitness Tracker: ECG Quality and Arrhythmia Detection ». *Equine Veterinary Journal* 55 (2): 336-43. <https://doi.org/10.1111/evj.13565>.
- Theofilidis, George, Gregory Bogdanis, Yiannis Koutedakis, et Christina Karatzaferi. 2018. « Monitoring Exercise-Induced Muscle Fatigue and Adaptations: Making Sense of Popular or Emerging Indices and Biomarkers ». *Sports* 6 (4): 153. <https://doi.org/10.3390/sports6040153>.
- Thirkell, Jack, et Rebecca Hyland. 2017. « A Survey Examining Attitudes Towards Equine Complementary Therapies for the Treatment of Musculoskeletal Injuries ». *Journal of*

Equine Veterinary Science 59 (décembre):82-87.
<https://doi.org/10.1016/j.jevs.2017.10.004>.

Tijssen, M., E. Hernlund, M. Rhodin, S. Bosch, J. P. Voskamp, M. Nielen, et F. M. Serra Bragança. 2020a. « Automatic Detection of Break-over Phase Onset in Horses Using Hoof-Mounted Inertial Measurement Unit Sensors ». Édité par Chris Rogers. *PLOS ONE* 15 (5): e0233649. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233649>.

———. 2020b. « Automatic Hoof-on and -off Detection in Horses Using Hoof-Mounted Inertial Measurement Unit Sensors ». Édité par Chris Rogers. *PLOS ONE* 15 (6): e0233266. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233266>.

Unité d'Anatomie de l'E.N.V.A. 2024. « Ostéologie Comparée des Carnivores Domestiques, des Equidés et des Bovins ». https://theses.vet-alfort.fr/Th_multimedia/mraffaelli/SCRIPT/form.php?action=1&rank=5&id=493.

VIDAL. 2023. « Les muscles au cours du sport », VIDAL, .

Warner, S. M., T. O. Koch, et T. Pfau. 2010. « Inertial Sensors for Assessment of Back Movement in Horses during Locomotion over Ground: Inertial Sensors for Back Movement ». *Equine Veterinary Journal* 42 (novembre):417-24. <https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.2010.00200.x>.

Weeren, P. R. van, Thilo Pfau, M. Rhodin, L. Roepstorff, F. M. Serra Bragança, et M.A. Weishaupt. 2017. « Do We Have to Redefine Lameness in the Era of Quantitative Gait Analysis? » *Equine Veterinary Journal* 49 (5): 567-69.

Weishaupt, Michael A., Nina M. Waldern, Claude Amport, Lea C. Ramseier, et Thomas Wiestner. 2013. « Effects of Shoeing on Intra- and Inter-Limb Coordination and Movement Consistency in Icelandic Horses at Walk, Tölt and Trot ». *The Veterinary Journal* 198 (décembre):e109-13. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.09.043>.

Wennerstrand, J., C. Johnston, K. Roethlisberger-Holm, C. Erichsen, P. Eksell, et S. Drevemo. 2010. « Kinematic Evaluation of the Back in the Sport Horse with Back Pain ». *Equine Veterinary Journal* 36 (8): 707-11. <https://doi.org/10.2746/0425164044848226>.

Witte, T. H., K. Knill, et A. M. Wilson. 2004. « Determination of Peak Vertical Ground Reaction Force from Duty Factor in the Horse (*Equus Caballus*) ». *Journal of Experimental Biology* 207 (21): 3639-48. <https://doi.org/10.1242/jeb.01182>.

World Health Organization. 2010. « Global recommendations on physical activity for health ». *Recommandations mondiales sur l'activité physique pour la santé*, 58.

Zeni, J.A., J.G. Richards, et J.S. Higginson. 2008. « Two Simple Methods for Determining Gait Events during Treadmill and Overground Walking Using Kinematic Data ». *Gait & Posture* 27 (4): 710-14. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.007>.

Résumé

La pratique de l'équitation à haut niveau requière des charges et volumes d'entraînement importants pour le cheval. Le phénomène de fatigue chez le cheval peut avoir des conséquences lésionnelles, il apparaît lorsque celui-ci est soumis à des entraînements trop intenses et/ou trop fréquemment répétés. Les premiers signes de l'apparition d'une lésion se traduisent par des anomalies locomotrices souvent discrètes, caractérisées, par exemple, par la modification de la durée d'appuis et/ou de la durée de foulée ou une diminution des amplitudes de mouvement du dos. Ces anomalies peuvent être difficiles à diagnostiquer de façon précoce par les vétérinaires. Si ces signes ne sont pas détectés, l'intensité des entraînements n'est pas adaptée en conséquence, laissant les lésions s'aggraver et s'installer plus durablement. Ainsi, être capable de détecter précocement l'apparition des anomalies locomotrices et de contrôler la charge de travail est essentiel, pour éviter des conséquences irréversibles d'un surentraînement.

Le projet ANR CAPT-ESE, dans lequel s'inclut ce travail de thèse, s'intéresse à la prévention et à la gestion des affections locomotrices du cheval par le suivi et l'optimisation des entraînements. Dans ce contexte, le protocole du projet prévoit l'inclusion de vingt chevaux, atteints de lésions dorsales. Ils suivront un protocole d'entraînements et d'exams vétérinaires strict et seront équipés de capteurs embarqués directement intégrés dans le harnachement du cheval, pour chacun d'eux.

Ce travail de thèse comprend deux volets. Le premier volet consiste à développer et valider des méthodes de quantification des paramètres locomoteurs du cheval, basées sur des données issues de ces capteurs, permettant la détection d'anomalies locomotrices. Le second volet consiste à quantifier la charge d'entraînement, en combinant des paramètres locomoteurs et physiologiques du cheval. Ces deux volets seront mis en relation dans le cadre d'analyses longitudinales sur la base des données collectées tout au long du protocole.

Premièrement, des méthodes de détection des débuts et fins d'appuis ont été développées. Ces méthodes sont applicables en milieu terrestre, avec différents types de sol (asphalte, caoutchouc, sable, ...), ainsi qu'en milieu aquatique, lors de la marche sur tapis roulant immergé, facilitant le suivi des paramètres locomoteurs de foulée dans différentes conditions. Une méthode de quantification des mouvements du dos a également été développée. Les résultats ont montré une cohérence entre les amplitudes de mouvement du dos du cheval mesurées avec cette méthode et celles mesurées avec un système de mesures cinématiques de

référence. La comparaison des données mesurées avec l'évaluation visuelle et subjective de la mobilité dorsale par des vétérinaires montre par ailleurs la difficulté à estimer correctement ce paramètre.

Deuxièmement, une méthode basée sur l'apprentissage machine, mettant en relation l'évolution de la lactatémie sanguine (tenant compte de la fatigue musculaire du cheval) et l'évolution des paramètres locomoteurs et physiologiques, a permis de prédire les états aérobie et anaérobie lors de tests d'effort. Cette méthode a mis en évidence les paramètres locomoteurs et physiologiques les plus pertinents pour estimer la charge de travail, conduisant à la création d'un indicateur d'intensité de l'entraînement.

Les travaux postérieurs à cette thèse (projet ANR en cours) consisteront à réaliser des analyses longitudinales de ces deux volets d'études. A terme, les outils mis en place pourraient être intégrés dans des dispositifs pour les cavaliers afin d'optimiser la prévention des troubles locomoteurs.

Mots clés : Biomécanique, Cheval, Charge de travail, Locomotion, Santé

Abstract

High-level horse riding requires significant training loads and volumes for the horse. Fatigue, which can lead to injuries, occurs when horses are subjected to overly intense or excessively frequent training sessions. The first signs of injury often manifest as subtle locomotor anomalies, such as changes in the stance phase and/or stride duration, or a reduced range of motion of the back. These anomalies can be challenging for veterinarians to diagnose early. If these signs go unnoticed, the training intensity is not adjusted accordingly, leading to the worsening and chronicity of injuries. Therefore, early detection of locomotor anomalies and proper management of training loads are crucial to prevent irreversible consequences from overtraining.

The ANR CAPT-ESE project, which includes this thesis work, focuses on the prevention and management of locomotor disorders in horses through the monitoring and optimization of training. In this context, the project protocol includes the participation of twenty horses with back injuries. These horses will follow a strict training and veterinary examination protocol, and will be equipped with sensors directly integrated into their harness, for all of training and exams.

This thesis work is divided into two main components. The first component involves developing and validating methods for quantifying the horse's locomotor parameters using these sensor data, enabling the detection of locomotor anomalies. The second component focuses on quantifying the training load by integrating the horse's locomotor and physiological parameters. These two components will be linked through longitudinal analyses based on the data collected throughout the protocol.

First, methods for detecting the foot-on and foot-off events were developed. These methods are applicable in terrestrial environments, with various types of surfaces (asphalt, rubber, sand, etc.), as well as in aquatic environments during underwater treadmill walking, facilitating the monitoring of stride locomotor parameters in different conditions. A method for quantifying back movements was also developed. The results showed consistency between the ranges of motion of the horse's back measured with this method and those measured with a reference kinematic system. However, comparing the measured data with the veterinarians' visual and subjective assessment of back mobility highlights the challenge of accurately estimating this parameter.

Second, a machine learning-based method, linking the evolution of blood lactate levels (indicating the horse's muscle fatigue) with changes in locomotor and physiological parameters, allowed for the prediction of aerobic and anaerobic states during exercise tests. This method identified the most relevant locomotor and physiological parameters for estimating the workload, leading to the creation of a training intensity indicator.

Further work beyond this thesis (ongoing ANR project) will involve conducting longitudinal analyses of these two study components. In the long term, the tools developed could be integrated into devices for riders to optimize the prevention of locomotor disorders.

Keywords: Biomechanics, Horse, Workload, Locomotion, Health



Annexes

