

Année 2022

**ÉTUDE DE LA QUALITÉ MÉTROLOGIQUE
(REPRODUCTIBILITÉ INTER-OPÉRATEURS) D'UN
SYSTÈME DE QUANTIFICATION DES ASYMÉTRIES
LOCOMOTRICES CHEZ LE CHEVAL (EQUISYM®)**

THÈSE

pour obtenir le diplôme d'État de

DOCTEUR VÉTÉRINAIRE

présentée et soutenue publiquement devant

la Faculté de Médecine de Créteil (UPEC)

le 18 Octobre 2022

par

Iris, Marie, Jeanne TIMMERMAN

sous la direction de

Henry CHATEAU

JURY

Président du jury :	M. Loïc DESQUILBET	Professeur à l'EnvA
Directeur de thèse :	M. Henry CHATEAU	Professeur à l'EnvA
Examineur :	Mme Lélia BERTONI	Maître de Conférences à l'EnvA
Membre invité :	Mme Claire MACAIRE	PHD thesis
Membre invité :	Mme Sandrine HANNE-POUJADE	Data Scientist

Liste des enseignants intervenant dans l'encadrement des thèses de Doctorat vétérinaire



Version du 8 février 2022

Liste des Professeurs et Maîtres de conférences titulaires de l'HDR

M	Adjou	Karim	Professeur	DPASP
M	Audigié	Fabrice	Professeur	DEPEC
M	Bellier	Sylvain	Professeur	DSBP
M	Blaga	Radu	Maître de conférences HDR	DPASP
M	Blot	Stephane	Professeur	DEPEC
M	Boulouis	Henri-Jean	Professeur émérite	DSBP
Mme	Chahory	Sabine	Professeur	DEPEC
M	Chateau	Henry	Professeur	DSBP
Mme	Chetboul	Valerie	Professeur	DEPEC
Mme	Crevier-Denoix	Nathalie	Professeur	DSBP
M	Degueurce	Christophe	Professeur	DSBP
M	Denoix	Jean-Marie	Professeur	DEPEC
M	Desquilbet	Loic	Professeur	DSBP
Mme	Dufour	Barbara	Professeur émérite	DPASP
M	Eloit	Marc	Professeur	DSBP
M	Fayolle	Pascal	Professeur émérite	DEPEC
M	Fédérighi	Michel	Professeur	DPASP
M	Fontbonne	Alain	Professeur	DEPEC
Mme	Gilbert	Caroline	Professeur	DSBP
M	Grandjean	Dominique	Professeur	DEPEC
Mme	Grimard-Ballif	Bénédicte	Professeur	DPASP
Mme	Haddad-Hoang Xuan	Nadia	Professeur	DPASP
M	Jouvion	Gregory	Professeur	DSBP
M	Kohlhauer	Matthias	Maître de conférences HDR	DSBP
Mme	Le Poder	Sophie	Professeur	DSBP
M	Manassero	Mathieu	Professeur	DEPEC
Mme	Maurey-Guénec	Christelle	Maître de conférences HDR	DEPEC
M	Millemann	Yves	Professeur	DPASP
M	Perrot	Sébastien	Maître de conférences HDR	DSBP
Mme	Pilot-Storck	Fanny	Professeur	DSBP
M	Ponter	Andrew	Professeur	DPASP
Mme	Rivière	Julie	Maître de conférences HDR	DPASP
Mme	Robert	Céline	Professeur	DSBP
M	Tiret	Laurent	Professeur	DSBP
M	Tissier	Renaud	Professeur	DSBP
M	Verwaerde	Patrick	Professeur	DEPEC
Mme	Viateau	Véronique	Professeur	DEPEC

Liste des Maîtres de conférences et Ingénieurs de recherche DMV

M	Arné	Pascal	Maître de conférences	DPASP
Mme	Barassin	Isabelle	Maître de conférences	DPASP
Mme	Benckekroun	Ghita	Maître de conférences	DEPEC
Mme	Bertoni	Lelia	Maître de conférences	DEPEC
M	Bolnot	Francois	Maître de conférences	DPASP
Mme	Canonne-Guibert	Morgane	Maître de conférences	DEPEC
Mme	Chevallier	Lucie	Maître de conférences	DSBP
Mme	Cochet-Faivre	Noëlle	Maître de conférences	DEPEC
Mme	Constant	Fabienne	Maître de conférences	DPASP
Mme	Cordonnier-Lefort	Nathalie	Maître de conférences	DSBP
Mme	Crepeaux	Guillemette	Maître de conférences	DSBP
Mme	De Paula Reis	Aline	Maître de conférences	DPASP
Mme	Decambon	Adeline	Maître de conférences	DEPEC
M	Delsart	Maxime	Maître de conférences associé	DPASP
M	Desbois	Christophe	Maître de conférences	DEPEC
M	Deshuillers	Pierre	Maître de conférences	DSBP
M	Gauthier	Michel	Maître de conférences associé	DPASP
Mme	Guélin-Poirier	Valentine	Maître de conférences	DPASP
Mme	Jacquet	Sandrine	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
Mme	Lagrée	Anne-Claire	Maître de conférences	DSBP
Mme	Le Roux	Delphine	Maître de conférences	DSBP
Mme	Legrand	Chantal	Maître de conférences associé	DSBP
Mme	Marignac	Genevieve	Maître de conférences	DSBP
M	Maufré	Vincent	Maître de conférences	DPASP
Mme	Mtimet	Narjès	Maître de conférences	DPASP
Mme	Mespoulhès-Rivière	Céline	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
M	Mortier	Jérémy	Maître de conférences associé	DEPEC
M	Nudelmann	Nicolas	Maître de conférences	DEPEC
M	Pignon	Charly	Ingénieur de recherche (DMV)	DEPEC
M	Polack	Bruno	Maître de conférences	DSBP
Mme	Ravary-Plumioën	Bérandère	Maître de conférences	DPASP
M	Reyes-Gomez	Edouard	Maître de conférences	DSBP
Mme	Risco-Castillo	Véronica	Maître de conférences	DSBP
Mme	Rose	Hélène	Maître de conférences associé	DSBP

Remerciements

Au Président du Jury de cette thèse, M. Loïc DESQUILBET, Professeur à l'EnvA,

Merci de nous avoir fait l'honneur d'accepter la présidence du jury de cette thèse, et d'avoir été toujours très accessible quand j'avais des questions. Vos conseils chaleureux et rassurants m'ont beaucoup aidée.

A M. Henry CHATEAU, Professeur à l'EnvA,

Merci de m'avoir proposé cette thèse et d'avoir été à mes côtés tout au long du processus de réalisation. Merci pour vos conseils, votre disponibilité, et vos critiques toujours bienveillantes qui m'ont permis d'avancer.

A Mme Lélia BERTONI, Maître de conférence à l'EnvA,

Merci d'avoir accepté d'être assesseur sur cette thèse, avec beaucoup de gentillesse. C'est un honneur de vous avoir dans ce jury.

A Mme Sandrine HANNA-POUJADE,

Merci d'avoir pris le temps de m'expliquer des choses qui n'étaient pour moi pas évidentes, et pour votre aide précieuse et vos corrections tout au long de la réalisation de cette thèse.

A Mme Claire MACAIRE,

Merci de m'avoir aidée et suivie au cours de toutes les étapes de ce travail. Ton implication et ta bonne humeur m'ont beaucoup touchée. Merci pour ta disponibilité et ta gentillesse.

Table des matières

Liste des figures	3
Liste des tableaux	5
Liste des abréviations	7
Introduction	9
Première partie : bibliographie	11
1. Les méthodes d'analyse de la locomotion chez le cheval	11
A. <i>Méthode subjective</i>	11
B. <i>Méthodes objectives</i>	11
a. Méthodes cinétiques	12
b. Méthodes cinématiques	13
2. Les principaux systèmes de quantification des boiteries utilisant des IMU chez le cheval	17
A. <i>Lameness Locator™ (Equinosis)</i>	18
B. <i>Equigait®</i>	19
C. <i>Equimoves®</i>	20
D. <i>Equisym®</i>	21
a. Présentation du logiciel Equisym®	22
b. Présentation des indices d'asymétrie utilisés	24
3. Place de la répétabilité et de la reproductibilité des systèmes d'analyse de la locomotion par unités de mesure inertielles au sein de la méthode de validation et point sur les données récentes	26
A. <i>Pourquoi démontrer la répétabilité et la reproductibilité d'un système ?</i>	26
B. <i>Méthodes usuelles pour démontrer la répétabilité et la reproductibilité d'un système</i>	27
a. Précautions d'usage	28
b. Le coefficient de concordance de Lin	29
c. Le coefficient de corrélation intra-classe	30
d. Méthode de Bland et Altman	32
C. <i>Connaissances actuelles sur la répétabilité et la reproductibilité des systèmes d'analyse de la locomotion par unités de mesure inertielles</i>	33
a. <i>Lameness Locator™</i>	33
b. <i>Equigait®</i>	34
c. <i>Equimoves®</i>	35
d. Synthèse	35
Deuxième partie : étude expérimentale	37
1. Introduction	37
2. Materials and Methods	38
A. <i>Horses</i>	38
B. <i>Instrumentation</i>	38
C. <i>Protocol</i>	39
D. <i>Data processing</i>	39
E. <i>Statistical analysis</i>	40
3. Results	40
4. Discussion	42
Conclusion	45
Liste des références bibliographiques	47
Annexe 1	51

Liste des figures

Figure 1 : Représentation graphique du déplacement du cheval sur une foulée	22
Figure 2 : Représentation du déplacement vertical du garrot sur une foulée. La courbe violette représente un cheval non boiteux et la courbe noire un cheval boiteux de l'antérieur droit.....	23
Figure 3 : Moyenne des courbes obtenues et représentation graphique de l'asymétrie	24
Figure 4 : Déplacement du curseur en fonction de la latéralisation du défaut de locomotion, pour chaque indice de symétrie considéré	24
Figure 5 : Point caractéristiques d'un signal pour le calcul d'asymétrie (Starke et al., 2015)	25
Figure 6 : Illustration des différentes associations possibles au sein de plusieurs méthodes ou séries de données (Watson et Petrie, 2010). La droite à 45° passant par l'origine représente la concordance parfaite entre les deux méthodes ou séries de données.	29
Figure 7 : Correspondance entre la valeur du coefficient de concordance de Lin et la force de la concordance (Landis et Koch, 1997).....	30
Figure 8 : Calcul du coefficient de concordance de Lin pour deux séries de mesures à la variabilité inter-individuelle différente, mais pour lesquelles les erreurs de mesures aléatoires et systématiques sont semblables (Desquilbet, 2019).	31
Figure 9 : Illustration d'un graphique de Bland et Altman issu de l'article de Watson et Petrie, 2010.	32
Figure 10: Horse equipped with EQUISYM® system, composed by sensors placed on the head, the withers, the pelvis and the 4 cannon bones (indicated by red arrows).....	39

Liste des tableaux

Table 1: Total variance, total standard deviation and percentage of variance due to the operators (calculated out of the total variance) for four asymmetry indexes (AI -Up, -Down, -Max and -Min) calculated on the head (H), the withers (W) and the pelvis (P) for 48 repeated measurements (4 operators, 3 horses, 3 days) performed on a straight line 41

Table 2: Total variance, total standard deviation and percentage of variance due to the operators (calculated out of the total) for four asymmetry indexes (AI -Up, -Down, -Max and -Min) calculated on the head (H), the withers (W) and the pelvis (P) for 48 repeated measurements (4 operators, 3 horses, 3 days) performed on right and left rein circle 42

Liste des abréviations

IMU = Inertial Measurement Units

AAEP = American Association of Equine Practitioners

ICC = Intra-class Coefficient

AI = Asymmetry Index

Introduction

Les boiteries chez le cheval sont une dominante pathologique dans le domaine vétérinaire. Les problèmes musculo-squelettiques sont ceux les plus fréquemment rencontrés par les vétérinaires équins, représentant non seulement une part importante de leur temps de travail mais également de leurs revenus, et générant de fait un coût associé élevé pour les propriétaires (Loomans, 2008 ; Nielsen et al., 2014).

La définition d'une boiterie varie selon les auteurs (Van Weeren et al., 2017), mais il est communément admis qu'une prise en charge rapide améliore les chances de récupération et la vitesse de guérison, diminuant ainsi la douleur et les coûts associés. Cela implique donc de localiser précisément l'atteinte, et ce sans commettre d'erreurs. Il a cependant été montré que même au sein d'un groupe de vétérinaires qualifiés, l'évaluation d'une boiterie reste subjective et sa localisation, un défi diagnostique (Fuller et al., 2006 ; Mitchell, 2012 ; Hammarberg et al., 2016).

Bien qu'il reste de très loin le plus répandu pour évaluer les boiteries, l'examen visuel a donc des limites qui sont bien connues des praticiens, ayant de ce fait motivé la recherche d'alternatives de mesures plus objectives. Le développement des premiers instruments dédiés à la mesure objective des boiteries date des années 1950, mais ces méthodes restaient alors très marginales (Serra Bragança et al., 2018). Aujourd'hui l'avènement de technologies nouvelles comme la capture de mouvement et les unités de mesures inertielles miniatures et portatives ouvrent de nouveaux horizons dans ce domaine. Malgré tout, des incertitudes demeurent, notamment sur le degré de confiance qu'il est possible d'accorder à certaines de ces méthodes. De plus amples investigations sont donc nécessaires pour créer, à terme, un dispositif fiable et pratique pour aider les vétérinaires équins dans leur démarche diagnostique. Les retombées d'un tel dispositif seraient non seulement économiques, mais constitueraient également une avancée notable dans le domaine de la médecine, participant ainsi à améliorer la prise en charge des boiteries et par conséquent le bien être animal.

L'objectif de ce travail est d'évaluer la répétabilité et la reproductibilité inter-opérateur d'un système portatif de mesure de l'asymétrie chez le cheval, Equisym®, composé de 7 unités de mesure inertielle (IMU). Pour cela l'hypothèse suivante a été posée : les indices de symétrie de la démarche sont répétables lorsqu'un même opérateur, ou des opérateurs différents, mettent en place le système plusieurs fois, en ligne droite ou en cercle, sur sol dur. Elles ont par la suite été testées expérimentalement. L'exposé commence par une partie bibliographique où seront présentées les différentes méthodes de mesure de l'asymétrie chez le cheval, dont les principaux systèmes d'unités de mesure inertielle existants, ainsi que les méthodes fréquemment utilisées pour valider un système de mesure et leur application à la validation des IMU dans la littérature. La seconde partie sera composée d'un article scientifique, rédigé et soumis au cours de cette thèse, présentant le travail expérimental effectué sur la répétabilité et la reproductibilité du système Equisym®.

Première partie : bibliographie

1. Les méthodes d'analyse de la locomotion chez le cheval

Afin d'évaluer la locomotion du cheval et de la caractériser le plus précisément possible, différentes méthodes ont vu le jour. Cette partie a vocation à présenter les principales d'entre elles, leurs avantages et inconvénients, afin de pouvoir ensuite discuter de leur intérêt respectif dans le diagnostic des boiteries.

A. Méthode subjective

L'évaluation visuelle par le clinicien est la méthode usuelle pour évaluer la locomotion équine. Elle se base sur un examen statique où la posture et les aplombs sont examinés, suivi d'un examen dynamique qui se décompose en plusieurs parties. Le cheval est ainsi mené en ligne droite et en cercle, à différentes allures, sur sol dur et sol souple. Le clinicien repère le membre atteint et évalue dans quelle circonstance de la locomotion l'expression clinique de la boiterie est la plus forte. Il effectue des tests supplémentaires, comme une palpation pression, des tests de flexion. Enfin, des anesthésies diagnostiques peuvent compléter cet examen (Mitchell, 2012). Des échelles permettent de grader la boiterie de la manière la plus objective possible, de manière à faciliter la communication entre vétérinaires et avec les clients. La plus connue a été développée par l'AAEP et permet de grader une boiterie de 0 (aucune boiterie visible quelle que soit les circonstances) à 5 (boiterie se caractérisant par un appui minimal en mouvement et/ou par l'incapacité de se déplacer).

Malgré cet effort d'uniformisation, cette méthode reste subjective, et certains biais rendent la répétabilité de cette examen questionnable. Il a notamment été montré que le grade d'une boiterie noté par un même observateur pouvait varier fortement en fonction de si cet observateur pensait ou non qu'un bloc anesthésique avait été réalisé avant l'examen (Arkell *et al.*, 2006). De plus, une boiterie légère sera d'autant plus compliquée à évaluer et des vétérinaires expérimentés ne s'accorderont sur sa présence effective que dans 62% des cas (Keegan *et al.*, 2010). L'imprécision dans l'évaluation est également majorée par la variabilité biologique dont l'observateur ne peut s'affranchir, et qui a été qualifiée de non négligeable sur des chevaux sains par Hardeman *et al* (2019).

B. Méthodes objectives

Des méthodes moins subjectives que l'examen visuel ont été développées au cours des vingt dernières années. Elles se subdivisent en deux catégories principales : les méthodes cinétiques, qui font intervenir l'espace, le temps et la masse, et les méthodes cinématiques, qui font intervenir

l'espace et le temps. Ces méthodes s'imposent aujourd'hui comme une aide diagnostique mais également un moyen de suivi des boiteries sur le moyen terme.

a. Méthodes cinétiques

Les méthodes cinétiques de l'analyse de la locomotion reposent sur l'analyse des forces internes et externes s'appliquant sur l'appareil locomoteur du cheval.

- *Plateformes stationnaires de mesure de force*

Les plateformes stationnaires de mesure de force sont les premières à avoir été inventées, et constituent encore aujourd'hui le « gold standard » pour l'analyse de la locomotion et la détection des boiteries (Serra Bragança *et al.*, 2018). Cela est notamment dû au fait que ces instruments peuvent mesurer objectivement et précisément des aspects de la locomotion invisibles à l'œil nu. Ils sont de fait très utilisés en médecine humaine, pour évaluer des pathologies ou la réponse à une certaine thérapie. Ces plateformes, composées d'une plaque en métal posée sur des transducteurs de force, mesurent la somme des forces qui s'appliquent dans trois directions orthogonales et décomposent ainsi la force de réaction au sol (définie par la troisième loi de Newton) en coordonnées cartésiennes. Comme la variabilité de la force de réaction au sol entre les foulées d'un même cheval est très faible, un petit nombre de répétitions suffit à obtenir un échantillon représentatif (Clayton, 2005).

Deux inconvénients principaux ressortent néanmoins. Tout d'abord, il n'est possible de collecter qu'une seule foulée à la fois, ce qui implique de répéter un grand nombre de fois les passages. D'autre part, il a été montré que la vitesse du cheval influençait la force de réaction au sol détectée par le plateau, une vitesse inconstante entre les passages pouvait donc fausser les résultats. Suite à ces constatations, des plateformes de mesure de force stationnaire sur tapis roulant ont été développées en médecine humaine puis vétérinaire, permettant ainsi une mesure sur plusieurs foulées successives, sur un cheval se déplaçant à vitesse constante, ainsi que l'évaluation simultanée de toutes les jambes du cheval. Malheureusement les plateformes de mesure de force sont inutilisables en pratique courante, de par leur complexité d'utilisation, leur coût, et leur absence de praticité. Elles sont aujourd'hui réservées à la recherche (Serra Bragança *et al.*, 2018).

- *Plateaux de mesure de pression*

Les plateaux de mesure de pression ont été développés comme une alternative moins chère et transportable. Ils sont composés d'un plateau avec des capteurs sensibles à la pression qui sont calibrés à l'aide d'un plateau de force. Cette méthode permet la collection de plusieurs foulées consécutives et une connaissance de la distribution des pressions exercées par le sabot. Les mesures obtenues par cette méthode sont relativement fidèles pour évaluer l'équilibre du cheval (Heel *et al.*, 2004), mais les forces de cisaillement qui s'exercent lors des déplacements peuvent les altérer (Serra Bragança *et al.*, 2018). Comparé aux plateformes stationnaires de mesure de force, cet instrument reste moins fiable et moins précis mais a montré une bonne répétabilité pour l'évaluation de la symétrie au pas et au trot (Oosterlinck *et al.*, 2010). La fiabilité des mesures

obtenues reste malgré tout acceptable, tant qu'un calibrage par plateau de force est bel et bien effectué (Oosterlinck *et al.*, 2012). Là encore, l'usage est cependant limité aux laboratoires de recherche.

- *Fers Instrumentés*

Les fers instrumentés sont une autre alternative possible pour mesurer des forces. Ils présentent l'avantage de pouvoir mesurer plusieurs foulées consécutives. Les premiers ont été inventés à la fin des années 1950, mais étaient très lourds et épais. De nombreuses versions différentes ont été inventées depuis, de plus en plus légères, et de plus en plus fiables. Kai *et al.*, (2000), ont inventé un système permettant de placer les capteurs entre le fer et le sabot du cheval, permettant ainsi une meilleure évaluation des forces qui pouvaient auparavant s'exercer sur le fer sans s'exercer forcément sur les capteurs. Ce système permettait d'enregistrer non seulement la force de réaction au sol mais également l'accélération dans les trois dimensions pendant les déplacements au pas, au trot et au galop. D'autres fers instrumentés ont été validés par la suite (Roland *et al.*, 2005 ; Chateau *et al.*, 2009), mais ils étaient destinés à une utilisation sur un seul cheval le plus souvent, et la complexité de leur mise en place les limitent à un usage de recherche.

b. Méthodes cinématiques

Les méthodes cinématiques étudient le mouvement relatif des différentes parties du corps lors de la locomotion. Le mouvement est décrit par la vitesse ou l'accélération en fonction du temps, dans un système de coordonnées de références, ou bien par les angles formés par les différentes parties du corps entre elles (Serra Bragança *et al.*, 2018).

- *Méthodes optiques*

- Présentation

Le gold standard des méthodes cinématiques réside aujourd'hui dans celles qui utilisent l'optique en 3 dimensions dénommées « capture de mouvement ». Elles n'évaluent pas directement le défaut de mise en charge comme peuvent le faire les plateformes de mesure de force, mais possèdent l'avantage de pouvoir plus facilement enregistrer un nombre de foulées conséquent.

Leur utilisation dans l'évaluation de la locomotion équine commence au début des années 70, avec l'avènement des caméras haute définition associées à un système d'analyse vidéo et de marqueurs réfléchissants. Fredricson et Drevemo (1971) utilisent ainsi une méthode développée par les militaires pour la recherche aéronautique et l'adaptent pour pouvoir calculer la vitesse angulaire, l'accélération ainsi que les mouvements relatifs du sabot dans l'espace et ainsi évaluer l'asymétrie de la démarche. L'utilisation d'une caméra unique ne permettait alors qu'une analyse en 2 dimensions, mais quelques années plus tard une analyse plus sophistiquée est décrite, utilisant des systèmes optoélectroniques et précisant ainsi l'analyse bien qu'elle soit plus compliquée à mettre en place (Weeren *et al.*, 1990a). Ces méthodes ouvrent la voie à une analyse

en 3 dimensions et à haute fréquence (300 Hz), mais ont le désavantage de nécessiter que des fils relient le cheval à un ordinateur pendant l'acquisition.

Au cours des années 1990, plusieurs autres systèmes ont vu le jour, notamment celui de la capture de mouvement (ou motion capture en anglais). Il utilise de multiples caméras, le plus souvent infra-rouge, qui traquent et enregistrent la position de marqueurs réfléchissants placés sur des zones d'intérêt sur le cheval. Cela permet d'évaluer le mouvement en filmant les deux côtés du cheval et en 3-D, mais sur une zone peu étendue (définie par le champ des caméras disponibles), ce qui limite fortement le nombre de foulées enregistrées (Barrey, 1999). Le nombre et le positionnement des caméras pouvaient évidemment jouer sur le nombre de foulées visualisables, mais le meilleur moyen de s'affranchir de cette limitation consistait à faire évoluer les chevaux sur tapis roulant (Keegan, 2007). Cela impliquait d'entraîner les chevaux à leur utilisation, en plus de rajouter un coût non négligeable au dispositif. Cependant cela permettait également d'évaluer la démarche à une vitesse constante, et ainsi d'augmenter la probabilité de repérer des modifications légères lors du diagnostic ou entre plusieurs traitements. La locomotion du cheval dépendant fortement de la vitesse à laquelle il évolue, avoir la possibilité de la fixer est un réel avantage. Malgré tout, certaines études ont montré que le fait de se déplacer sur un tapis roulant pouvait modifier significativement les paramètres de la locomotion (Buchner *et al.*, 1994). Il existe aujourd'hui des endroits où il est possible d'enregistrer un nombre suffisant de foulées en faisant évoluer les chevaux sur le sol, mais ils sont très peu nombreux et accessibles.

Un autre désavantage de la capture de mouvement est le biais de mesure impliqué par le déplacement de la peau relativement au squelette au cours de la locomotion. En effet, les marqueurs sont fixés à différents endroits qui sont plus ou moins soumis à cette problématique. Distalement, la peau reste relativement fixe en regard de l'articulation qu'elle recouvre mais proximale des différences non négligeables peuvent apparaître. Le grand trochanter, par exemple, peut se déplacer relativement à la peau de 15 centimètres lors du mouvement (Buchner *et al.*, 1994).

□ Applications récentes de la capture de mouvement en locomotion équine

Comme vu précédemment, la capture de mouvement est aujourd'hui considérée comme le gold standard des analyses cinématiques de la locomotion équine. Ainsi, des études très récentes utilisent cet outil non seulement à des fins classiques d'évaluation des boiteries mais également lors d'expériences visant à mieux comprendre l'évolution de la locomotion à court terme.

Une étude réalisée par Serra Bragança *et al.*, (2020a) a utilisé la capture de mouvement en combinaison avec un plateau de force pour décrire les modifications de la démarche qui ont lieu au pas lors d'une boiterie d'un membre antérieur. Il a ainsi été montré que certaines modifications sont visibles au pas mais pas au trot ou inversement après induction d'une boiterie (angle de protraction maximale, déplacement vertical du garrot...). Bien que certaines spécificités ressortent, les mouvements de la tête, qui évoluent de la même manière aux deux allures, restent le paramètre cinématique le plus utile pour évaluer une boiterie selon cet article.

Hardeman *et al.*, (2019) ont investigué l'évolution des paramètres de la locomotion, lors d'une même journée et au cours de jours différents, chez des chevaux considérés comme sains par leurs propriétaires. Les variations inter et intra-cheval ont été mesurées à l'aide de la capture

de mouvement. Ils ont ainsi montré que les variations observées étaient moins importantes sur sol dur que sur sol souple, moins importantes également en ligne droite qu'en cercle, et que le premier jour de l'expérience montrait des variations plus grandes entre les répétitions, par rapport aux jours suivants. D'autre part, les mouvements de la tête présentaient des variations bien plus importantes que le garrot et la croupe. Ces conclusions sont importantes à prendre en compte lors d'un examen subjectif de la locomotion car ils peuvent influencer fortement sur le diagnostic établi par le clinicien.

Une autre étude réalisée par Hardeman *et al.* (2022) visait à utiliser la capture de mouvement par un système optoélectronique pour appliquer la mesure objective de la locomotion aux visites de préachat. L'objectif était de comparer des chevaux qui avaient été considérés comme légèrement boiteux lors d'un examen locomoteur, avec des chevaux qui avaient respectivement peu ou beaucoup inquiété les vétérinaires qui les avaient évalués lors de leur visite de préachat. Il a été montré qu'une combinaison de paramètres cinématiques pouvait effectivement discriminer le groupe légèrement boiteux du groupe n'ayant pas inquiété les vétérinaires lors de la visite de préachat. Ces paramètres pourraient à terme aider et valider l'avis de praticiens sur la symétrie du cheval avant une vente.

Ces articles démontrent que la capture de mouvement par des systèmes optoélectroniques reste une méthode utilisée pour des travaux de recherche. Malgré tout, elle reste chère et peu disponible en pratique courante, ce qui limite fortement son utilisation dans un cadre usuel pour l'évaluation des boiteries.

- *Unités de mesure inertielles (IMU)*

- Présentation

L'utilisation de capteurs autonomes (sans caméras) à des fins d'analyse de la locomotion équine a été rapportée pour la première fois dans la littérature à la fin des années 1980 (Serra Bragança *et al.*, 2018). Il s'agissait alors d'accéléromètres fixés sur le corps du cheval, qui enregistraient les données d'accélération des différents segments du corps pendant la locomotion. Depuis, l'utilisation des IMU s'est grandement répandue. Ces capteurs portatifs, peu coûteux et facile d'utilisation pourraient effectivement s'imposer à terme comme une méthode objective d'analyse de la locomotion utilisable par les praticiens sur le terrain.

Cet outil, utilisé à l'origine par la NASA à des fins de navigation, est composé des éléments suivants : des gyroscopes triaxiaux, des accéléromètres, et des magnétomètres. Il est ainsi capable grâce aux accéléromètres et aux gyroscopes, qui calculent respectivement accélération et vitesse angulaire, de donner des informations d'orientation et de position dans l'espace, à partir d'un point de départ qui est connu. Le déplacement est estimé par double intégration de l'accélération. Le magnétomètre sert quant à lui à replacer ces déplacements dans un cadre de référence global obtenu par la direction du champ magnétique terrestre. Toutes ces informations ne sont cependant pas strictement nécessaires pour calculer un déplacement vertical. Certains systèmes peuvent ainsi se contenter d'accéléromètres (Keegan *et al.*, 2011), d'autres d'accéléromètres et de gyroscopes (Cruz *et al.*, 2017), et certains ajoutent à cela un magnétomètre et un thermostat (Pfau *et al.*, 2005). Toutes les combinaisons existent même si la

plus répandue en locomotion équine reste celle d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres.

Les IMU sont placés sur des zones d'intérêt sur le cheval, à l'aide de différents moyens de fixation. La tête, le garrot, la croupe et la partie distale des membres sont ainsi les localisations préférentielles de fixation des capteurs. Certains systèmes en comportent très peu, Pfau *et al.* (2005) ont par exemple réalisé certaines de leurs expériences avec un unique capteur positionné au niveau du garrot. Keegan *et al.* (2011) ont pour leur part développé le leur avec deux accéléromètres situés au niveau de la tête et de la croupe et un gyroscope placé sur l'antérieur droit. D'autres systèmes ne comptent pas moins de 7 IMU qui sont placés sur la tête, le garrot, la croupe et les 4 membres (Bosch *et al.*, 2018 ; Sapone *et al.*, 2020).

Pour mesurer un déplacement, le principal inconvénient des unités de mesure inertielles est l'accumulation d'erreurs d'intégration qui peuvent fausser peu à peu les résultats sans traitement. Malgré cette limitation bien connue, les IMU sont donc aujourd'hui de plus en plus utilisés dans le domaine de l'analyse cinématique de la locomotion, et ce principalement grâce au fait qu'il n'est pas nécessaire de disposer d'un environnement de laboratoire pour les utiliser.

□ Applications récentes des unités de mesure inertielles en locomotion équine

L'émergence des unités de mesures inertielles permet non seulement d'avancer dans le domaine de l'évaluation objective des boiteries, mais a aussi pour vocation de repérer les blessures de plus en plus tôt, notamment chez les chevaux de sport, et d'étudier la locomotion dans le but d'améliorer les performances, les lignées d'élevage, ou de cibler la recherche génétique.

Rhodin *et al.* (2016) ont cherché à évaluer l'effet du travail en longe sur des chevaux évalués comme symétriques en ligne droite grâce à l'utilisation d'IMU. En tant qu'étape à part entière de l'examen locomoteur classique, il paraît important de connaître l'influence que peut avoir le travail en cercle en longe sur la symétrie des chevaux considérés. 94 chevaux ont donc été équipés et évalués en ligne droite puis en cercle. Il a été montré que l'évolution en cercle en longe induisait des asymétries significativement plus importantes qu'en ligne droite, ce qui est cohérent avec d'autres études menées sur ce sujet (Hardeman *et al.*, 2019). Ces asymétries se présentaient de la même manière chez la plupart des chevaux, en fonction des indices de symétrie considérés, mais il arrivait également fréquemment qu'elles se présentent différemment à main droite et à main gauche. Il a été conclu que cette assymétrie « physiologique » pouvait possiblement masquer ou mimer une boiterie lors d'un examen locomoteur.

D'autres auteurs ont tenté d'estimer la variation de la symétrie des mouvements de la tête et de la croupe au cours du temps chez des purs sangs à l'entraînement afin d'essayer, à terme, de détecter les blessures plus précocement (Sepulveda Caviedes *et al.*, 2018). Pour cela la répétabilité de la locomotion a été évaluée. Il a été montré que la répétabilité était faible entre les différentes semaines d'expérience (avec un ICC moyen de 0,64).

Le monitoring de la vitesse du cheval étant un élément clé dans certaines compétitions, à l'entraînement, ainsi que dans l'analyse biomécanique de la locomotion, Schmutz *et al.* (2020) ont cherché à développer un système d'IMU capable d'évaluer précisément la vitesse de chaque foulée tout en étant exempt de magnétomètre ou de GPS, permettant ainsi son utilisation aussi

bien à l'extérieur qu'à l'intérieur. Dans cette étude deux méthodes ont été testées, la plus précise s'étant révélée être celle utilisant l'apprentissage automatique (Machine Learning). Les limites de concordance entre cette méthode et une méthode de référence ont montré que sur 95% des foulées considérées, la différence d'évaluation était de moins d'un mètre par seconde. L'originalité de cette étude réside dans la méthode de détection des foulées, qui permet d'en conserver la durée et d'en déduire la vitesse d'évolution, ainsi que dans l'utilisation d'un seul IMU fixé au pommeau de la selle et utilisable sans signal GPS. Darbandi *et al.* (2021), ont également estimé que le Machine Learning était propice à l'évaluation de la vitesse, en surmontant les problèmes liés à l'accumulation d'erreurs d'intégration faites par les IMU, avec des résultats très prometteurs (erreur quadratique moyenne comprise entre 0,25 et 0,58m/s). Ils ont également démontré que le placement d'un unique IMU sur un des membres, le garrot ou la croupe suffisait à donner une mesure précise de la vitesse du cheval, et ce quelle que soit l'allure évaluée (contrairement à l'étude précédente qui évaluait la vitesse uniquement au galop).

Le Machine Learning associé aux IMU a également été récemment utilisé afin de classifier précisément les différentes allures existantes, et ce dans le but de réaliser des études biomécaniques approfondies, ou de phénotyper précisément la démarche dans l'optique d'améliorer la génétique des futures générations (Serra Bragança *et al.*, 2020b). Il a été montré dans cette étude que les paramètres des foulées associés à chaque allure étaient plus complexes que ce que laissait supposer la littérature existante sur le sujet, et qu'une évaluation précise pouvait en être faite par des méthodes automatisées, rendant l'œil humain, jusqu'alors considéré comme le gold standard dans ce domaine, sub-optimal.

Enfin, des IMU ont été utilisés afin d'essayer de repérer les blessures le plus tôt possible, d'éviter les complications et traiter rapidement, et ce en analysant les mouvements des chevaux au box (Steinke *et al.*, 2021). Le comptage du nombre de pas effectué au box a été évalué par un système d'unité de mesure inertielle et par analyse vidéo, et plusieurs positionnements de capteurs ont été testés pour déterminer la localisation idéale. La corrélation entre les deux méthodes est qualifiée d'excellente (coefficient de corrélation intra-classe compris entre 0,92 et 1), et les membres semblent être la localisation à préférer pour placer les capteurs. Cette étude permet d'évaluer la fiabilité du système au cours de déplacements libres au box et donc non seulement de détecter un éventuel problème plus tôt mais également d'évaluer l'efficacité d'une thérapie après une blessure, l'insuffisance d'analgésie ou encore des complications associées à une trop longue immobilité.

2. Les principaux systèmes de quantification des boiteries utilisant des IMU chez le cheval

L'utilisation des IMU en pratique courante dans le domaine de la médecine vétérinaire pour la détection et l'évaluation des boiteries chez le cheval est encore peu répandue. Malgré ses résultats prometteurs, cette méthode en est encore à ses débuts et des niveaux de preuve supplémentaires seront nécessaires pour montrer son efficacité sur le terrain. Cependant, plusieurs systèmes basés sur cette technologie sont actuellement commercialisés ou en voie de l'être. Ces systèmes se veulent utilisables par les vétérinaires équins et éventuellement par les

cavaliers, et prônent leur facilité d'utilisation en plus de se placer comme une aide utile à la démarche diagnostique.

Il existe à ce jour 4 principaux systèmes d'IMU qui ont été développés afin d'être commercialisés pour aider les vétérinaires équinés dans leur évaluation des boiteries. Chacun d'entre eux a été validé en comparaison de plusieurs des méthodes présentées précédemment, notamment la capture de mouvement, considérée comme le gold standard des méthodes de mesure cinématiques.

A. Lameness Locator™ (Equinosis)

Lameness Locator™ (compagnie Equinosis) est composé de trois capteurs (Keegan *et al.*, 2011). Deux d'entre eux sont des accéléromètres uni-axiaux, qui sont placés au sommet de la tête pour le premier et en regard du pelvis pour le second, à l'aide d'un système de ruban adhésif et de scratches. Le troisième capteur est un gyroscope placé sur l'antérieur droit, en regard de la surface dorsale de la phalange proximale (paturon) ou du sabot, lui aussi fixé avec du ruban adhésif élastique. L'ensemble du système est très rapide à mettre en place sur le cheval (moins de 3 minutes).

Les accéléromètres mesurent la combinaison gravitationnelle et unidirectionnelle de l'accélération inertielle, et le gyroscope mesure la vitesse angulaire de déplacement des membres. Ce dernier est utilisé pour déterminer le début et la fin de la phase de la foulée du membre auquel il est fixé.

Chacun des capteurs contient (en plus de l'accéléromètre ou du gyroscope qui effectue les mesures d'intérêt) un émetteur radio et une antenne, une batterie au lithium et un microcontrôleur, le tout protégé par une coque en résine. Chaque capteur mesure 3,7 x 2,5 x 1,3 centimètres et pèse environ 30 grammes. Ils composent un réseau local dont les trois nœuds secondaires sont reliés à un nœud principal sur un ordinateur portable. Les données sont enregistrées en temps réel lors du mouvement du cheval, et la distance maximale de transmission du système est supérieure à 100 mètres. L'acquisition puis l'analyse des données est réalisée par un logiciel spécialement conçu pour cette application. La mesure de l'accélération verticale du tronc est utilisée pour déterminer l'asymétrie de la tête et de la croupe entre les deux moitiés de foulées. Le faible nombre de capteurs utilisés limite l'emploi de ces capteurs à une seule allure, le trot, et les résultats fournis ne donnent des indications que sur le haut du corps du cheval.

L'équipe de Keegan travaillant sur ce projet a calculé la concordance entre les données fournies par les IMU et l'avis de trois vétérinaires praticiens expérimentés (Keegan *et al.*, 2013). 106 chevaux ont été évalués dans cette étude, tout d'abord en ligne droite par les IMU, puis chaque vétérinaire a réalisé un examen locomoteur complet. La concordance entre les deux méthodes (mesurée par le calcul du coefficient Kappa) est finalement qualifiée de faible à modérée, elle est meilleure pour les boiteries antérieures que pour les boiteries postérieures. Les auteurs surlignent le fait que la faible concordance inter-praticiens aurait pu moduler les valeurs, en diminuant la concordance IMU-vétérinaire, et que l'évaluation uniquement en ligne droite par les IMU n'est pas forcément révélatrice de tous les types de boiteries. De plus, il est expliqué que l'évaluation objective des boiteries par le biais des IMU a le désavantage de mal détecter les

boiteries bilatérales. Ainsi un cheval boiteux des deux membres antérieurs ou postérieurs au même grade pourra être considéré comme sain par le système, alors que la boiterie sera bel et bien repérée par le praticien.

Pour ce système d'IMU, la concordance a également été calculée par comparaison avec la capture de mouvement (Keegan *et al.*, 2004). 8 chevaux ont été équipés des capteurs ainsi que des équipements nécessaires à l'analyse de la locomotion par capture de mouvement et trottés sur tapis roulant. La corrélation entre les deux méthodes était linéaire et a été qualifiée de bonne à excellente en fonction du membre atteint ($r^2 = 0,824$ pour une boiterie postérieure et $r^2 = 0,954$ pour une boiterie antérieure). La concordance était excellente pour une boiterie antérieure ($\kappa = 0,76$) et bonne pour une boiterie postérieure ($\kappa = 0,56$). La forte corrélation montre que ces deux méthodes peuvent être utilisées pour mesurer les mêmes paramètres, et que la confiance accordée à la capture de mouvement est applicable à ce système d'IMU.

Quelques années plus tard, deux autres articles ont investigué la force de l'association entre les mesures effectuées par Lameness Locator™ et une plateforme de mesure de force stationnaire sur des chevaux boiteux des membres antérieurs puis postérieurs. Il a alors été montré que certaines des variables calculées grâce aux IMU, notamment l'asymétrie des mouvements de la tête pour les membres antérieurs, et la différence de hauteur du pelvis entre les deux phases de la foulée pour le membre postérieur, sont fortement et significativement associées aux valeurs de forces de réaction données par les plateformes de mesure de force. Elles sont donc tout aussi pertinentes que la plateforme pour évaluer les boiteries (Keegan *et al.*, 2012 ; Bell *et al.*, 2016).

B. Equigait®

Equigait® utilise les capteurs commerciaux Xsens DOTs® qui sont des IMU composés d'un gyroscope, d'un accéléromètre, et d'un magnétomètre, et qui ont été originellement développés pour l'étude de la locomotion en médecine humaine (D'Alcala' *et al.*, 2021).

Trois ou quatre capteurs peuvent être placés sur le cheval afin d'évaluer les paramètres de la démarche (sur la nuque, le garrot, le pelvis et éventuellement en région thoracique caudale). Ils sont fixés à l'aide d'un système de bandes élastiques, de scratches et de scotch double face. Ils sont très faciles d'utilisation car peuvent être reliés à n'importe quel appareil électronique via Bluetooth, pourvu que l'algorithme spécifique à ces capteurs ait été préalablement téléchargé. Il suffit alors de lancer l'acquisition via cet appareil et l'enregistrement des données sera ensuite téléchargé et analysé sur une tablette dédiée.

Chaque capteur mesure 3,6 x 3 x 1,1 centimètre et pèse 11,2 grammes. Les accéléromètres et les gyroscopes ont le même rôle que celui présenté précédemment. Le magnétomètre capte la force et la direction du champ magnétique, lui permettant ainsi d'établir son orientation dans l'espace. L'algorithme Xsens Fusion associé comprend, entre autre, un filtre de Kalman produit une estimation de l'orientation en temps réel (Pfau *et al.*, 2005). De plus, un filtre passe bas peut être utilisé pour réduire le bruit de mesure. Ces capteurs ont un faible temps de réponse, et peuvent donner 250 mesures par seconde.

Les capteurs Xsens DOTs ont été validés de manière extensive pour l'étude de la locomotion humaine et comparaison de la capture de mouvement et d'autres capteurs inertiels, mais peu d'articles visent à valider leur utilisation dans le cadre de la locomotion équine (Robert-Lachaine *et al.*, 2017 ; D'Alcala' *et al.*, 2021). Pfau *et al.* (2005) ont comparé des IMU très semblables (développés par la même compagnie) à la Motion Capture. Un capteur Xsens et des marqueurs réfléchissants ont été fixés le plus proche possible les uns des autres au niveau du garrot d'un pur sang qui a ensuite été marché, trotté puis galopé sur un tapis roulant. Les données de déplacement selon les 3 axes orthogonaux enregistrées par les unités de mesures inertielles et par la capture de mouvement étaient très semblables, tout comme les données obtenues sur le tangage et le roulis. L'erreur médiane entre les deux méthodes a été calculé pour chaque échantillon de foulées et qualifiée de négligeable à toutes les allures (<7%). La conclusion tirée par les auteurs est que ce système d'IMU est un outil propice au suivi et à l'analyse des mouvements du tronc chez le cheval. Equigait® n'est cependant pas utilisé pour évaluer le mouvement des membres du cheval, en l'état actuel de nos connaissances.

C. Equimoves®

Equimoves® est un système d'IMU, développé par l'entreprise Inertia Technology, qui utilise 4 à 8 capteurs ProMove-mini (Bosch *et al.*, 2018). Chaque IMU est composé de deux accéléromètres, d'un gyroscope et d'un magnétomètre qui donnent des informations semblables à ce qui a été précédemment décrit. La particularité de ces capteurs réside dans la présence des deux accéléromètres alignés l'un à l'autre qui peuvent mesurer simultanément des accélérations de faible intensité (+/- 16g) et des accélérations beaucoup plus fortes (jusqu'à +/- 400g), ce qui permet l'obtention d'un signal fusionné précis même quand l'accélération est forte (notamment à l'impact entre les sabots et le sol au trot ou au galop). Ils peuvent également être utilisés au pas et au trot, quel que soit le type de mouvement réalisé par le cheval (cercle, ligne droite...).

Les capteurs sont placés sur la nuque, le garrot, le pelvis, en regard du sacrum, et en partie distale des 4 membres. Ils sont fixés au niveau des membres à des guêtres, au niveau de la croupe et du sacrum à une sangle, au niveau de la nuque à un bonnet spécial et au niveau de la croupe par du scotch double face. Chaque capteur pèse 20 grammes et mesure 5,1 x 4,6 x 1,5 centimètres.

L'ensemble des capteurs constitue un réseau local dont chaque nœud est relié à un système coordinateur. La communication se fait « en étoile », c'est à dire que chaque nœud peut communiquer directement avec le système coordinateur. Ce système envoie ensuite les informations reçues sur un ordinateur avec un logiciel dédié (Inertia Studio software, Inertia Technology, s. d.) via un connecteur USB. Ce logiciel récupère les données et évalue les paramètres pertinents pour l'analyse de la locomotion en fonction de l'application désirée (évaluation des performances, d'une boiterie...). La distance maximale de transmission du système est de 30 mètres. Un filtrage peut être réalisé pour réduire le bruit associé aux mesures, comme pour les systèmes précédents. Ici les données concernent aussi bien le haut du corps du cheval que les membres, et peuvent être collectées à n'importe quelle allure.

Bosch *et al.* (2018) ont cherché à valider ce système en le comparant à la capture de mouvement. 7 chevaux préalablement équipés des deux systèmes ont été marché puis trotté en

ligne droite et les différences d'orientation, de position et de déplacement ont été évalués. Une analyse de Bland-Altman a été réalisée pour évaluer la concordance entre les données fournies par les IMU et la capture de mouvement. La concordance entre les deux systèmes était bonne pour les angles de protraction et rétraction, avec des variations angulaires inférieures à 3° dans le plan sagittal, ainsi qu'une bonne reproductibilité entre ces deux méthodes (ICC>0,9). En revanche la concordance était moins bonne pour les angles d'adduction et d'abduction (jusqu'à 9° de différence dans le plan coronal). Cette différence s'explique selon les auteurs par une mauvaise perception de la profondeur par le système de capture de mouvement.

D'autres auteurs ont comparé ce système d'IMU à une plateforme de mesure de force stationnaire (Serra Bragança *et al.*, 2018 ; Tijssen *et al.*, 2020a ; Tijssen *et al.*, 2020b). Plusieurs algorithmes ont notamment été récemment proposés pour détecter avec précision le début et la fin des foulées au pas et au trot, ainsi que le début de la phase de propulsion. Les premiers algorithmes proposés (Serra Bragança *et al.*, 2018) donnaient des résultats relativement peu précis par rapport à la plateforme de mesure de force pour la détection des foulées, avec un pourcentage d'erreur entre les deux méthodes compris entre 0,8 et 9,1%. Tijssen *et al.* (2020b) ont obtenu des résultats plus exacts et une meilleure précision à l'aide d'une combinaison de deux algorithmes se basant respectivement sur la vitesse angulaire et l'accélération. Le début de foulée était déterminé plus précisément par les pics de vitesse angulaire, et la fin de la foulée par les pics d'accélération, ce qui peut s'expliquer par la forte accélération ressentie juste après l'impact du sabot avec le sol. De la même manière, ces algorithmes ont été utilisés pour déterminer le début de la phase de propulsion. Les IMU associés à l'algorithme se basant sur l'accélération se sont révélés plus exacts et plus précis que la capture de mouvement en comparaison des plateformes de mesure de force pour cette application. Dans le cadre de la détection des boiteries, il aurait été intéressant de calculer la durée de cette phase de propulsion, car elle est fréquemment modifiée lors d'une boiterie. Cela n'a pas été fait car elle dépend non seulement du début de la phase de propulsion mais également du moment où le sabot quitte le sol, et la détection de ces deux événements est réalisée avec une exactitude et une précision imparfaite, ce qui engendrerait donc des biais sur la valeur de durée finale.

D. Equisym®

Equisym® utilise 7 capteurs ProMove-mini équipés d'un gyroscope (+/- 2000°/s) et d'un accéléromètre (+/- 16g) autorisant des mesures à 200Hz. C'est le système d'IMU qui sera utilisé dans l'étude réalisée en deuxième partie de ce travail.

Les capteurs sont placés au niveau de la nuque, du garrot, de la croupe et des parties distales des 4 membres à l'aide d'équipements spécialisés (guêtres, surfaix, licol) et de scotch double face au niveau de la croupe.

L'acquisition des données se fait sur une tablette qui est connectée aux capteurs par des ondes wifi. Ces données sont ensuite traitées par le logiciel Equisym qui permet une représentation graphique des foulées enregistrées et le calcul d'indices d'asymétrie.

a. Présentation du logiciel Equisym®

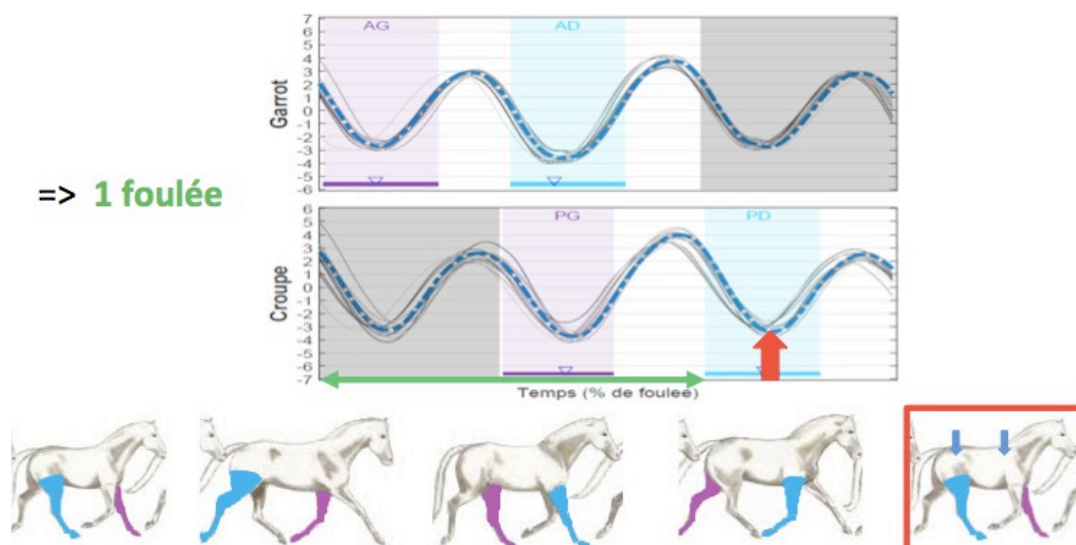
La détection des appuis au trot se fait grâce à un algorithme développé par Sapone *et al.* (2020). L'objectif de cette étude était de tester différentes méthodes afin de déterminer le levé et le posé du sabot, certaines se basant sur le signal gyroscopique et d'autres sur le signal accélérométrique renvoyé par le système. Chacune des méthodes a été comparée à la capture de mouvement par analyse de Bland-Altman. Les méthodes basées sur le signal gyroscopique se sont révélées plus exactes et plus précises pour déterminer la durée des foulées, la durée de la phase de suspension et le moment du levé et du posé du sabot. Ces méthodes se basaient sur le seuillage du signal ou l'identification d'ondelettes dans ce dernier. Chacune des phases de la foulée est ainsi précisément détectée par les IMU au trot.

Récemment, une autre étude a cherché à détecter le moment de décolllement du talon (qui correspond à la fin d'appui du membre) puis le posé du sabot en ligne droite et en cercle, aussi bien sur sol dur que sur sol mou (Hatriss *et al.*, 2022). L'analyse des courbes accélérométriques sur un axe unique a permis la détection de pics d'accélération et cette analyse morphologique associée à une série d'équations a mené à une méthode pour détecter les événements cités ci dessus. Les biais associés à cette méthode sont faibles (0,4% pour la détection du posé du sabot à 1,5% pour la détection du soulèvement du talon), et elle pourrait ainsi simplifier à terme l'analyse de la locomotion équine.

Le début d'appui de l'antérieur droit délimite le début et la fin des foulées, et permet ainsi le découpage des foulées, sur des intervalles où le cheval se déplace au trot, en excluant les deux premières et les deux dernières foulées de transition vers le pas.

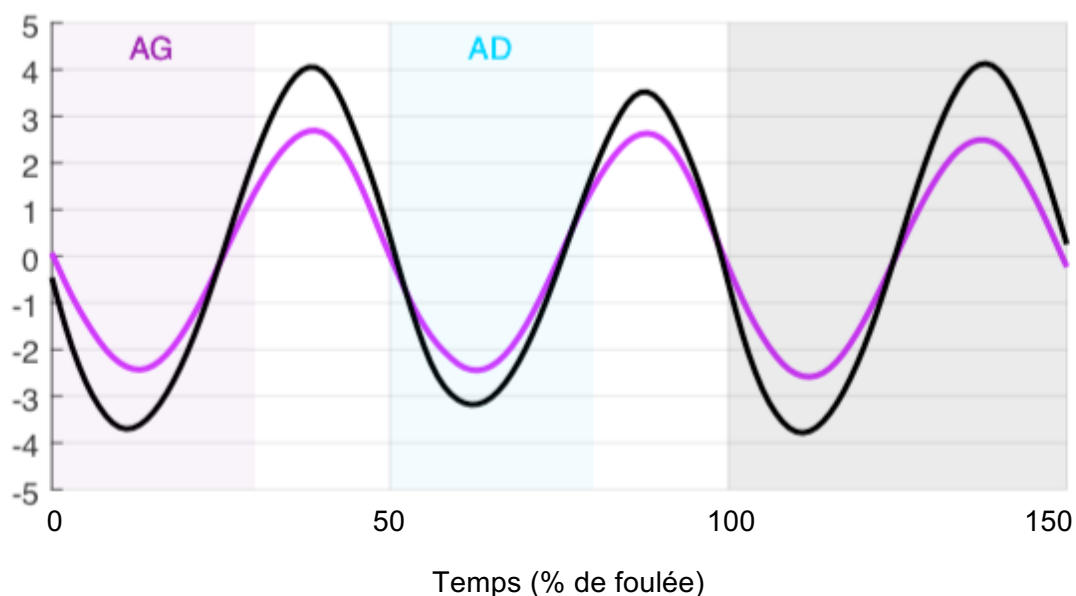
Le déplacement vertical des capteurs situés sur la tête, le garrot et la croupe est calculé par double intégration de l'accélération. Un filtrage passe haut est nécessaire lors de ce processus pour éliminer la dérive après intégration. Une représentation graphique est ensuite donnée par le logiciel, qui affiche le déroulé d'une foulée entière à partir du posé du diagonal gauche (courbe descendante), puis propulsion de ce diagonal (courbe ascendante), posé du diagonal droit (courbe descendante) puis propulsion de ce diagonal (courbe ascendante), et on revient sur le posé du diagonal gauche (Figure 1).

Figure 1 : Représentation graphique du déplacement du cheval sur une foulée



Une foulée de cheval sain sera représentée par une courbe sinusoïde quasiment parfaite et symétrique, alors que pour un cheval boiteux l'amplitude sera plus faible sur le membre atteint, rendant la courbe asymétrique (Figure 2).

Figure 2 : Représentation du déplacement vertical du garrot sur une foulée. La courbe violette représente un cheval non boiteux et la courbe noire un cheval boiteux de l'antérieur droit.



Le logiciel fait ensuite une moyenne de toutes les foulées d'une condition (ligne droite ou cercle). Les capteurs permettent de latéraliser la boiterie sur cette moyenne, avec une représentation graphique, où la symétrie parfaite est représentée par une barre verticale à 0% d'asymétrie (barre qui passe par le milieu du dessin du cheval, Figure 3). Si le défaut de locomotion est à droite, les pourcentages des indices de d'asymétrie sont positifs, et si le défaut de locomotion est à gauche, les pourcentages des indices de d'asymétrie sont négatifs (Figure 4).

Figure 3 : Moyenne des courbes obtenues et représentation graphique de l'asymétrie

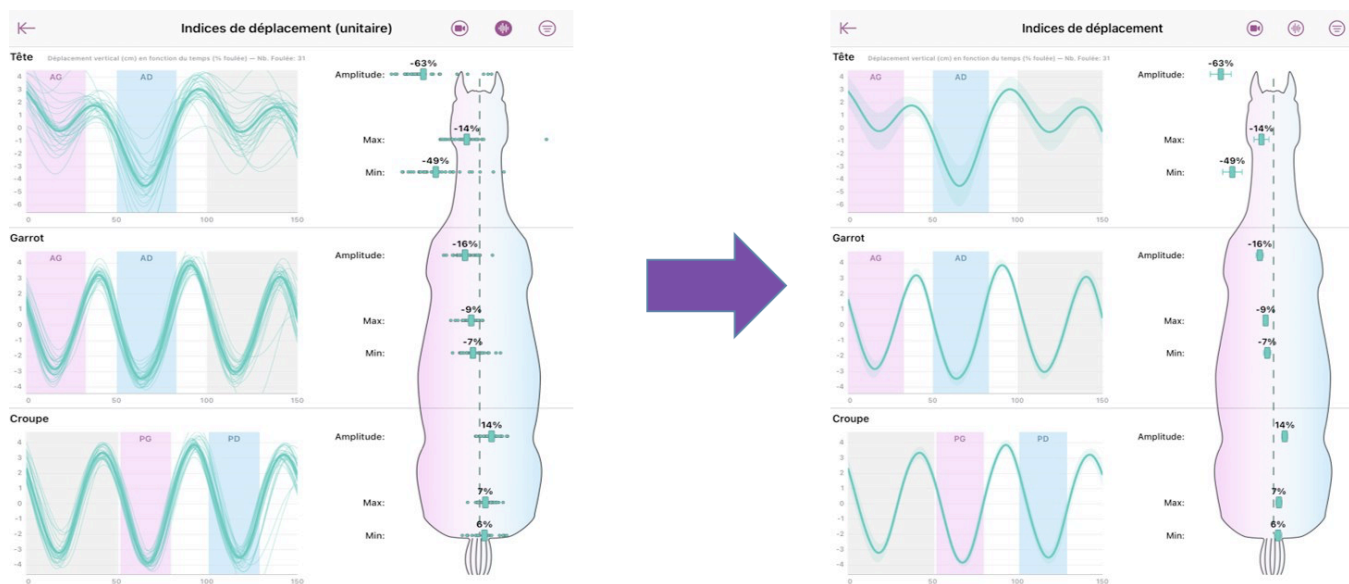
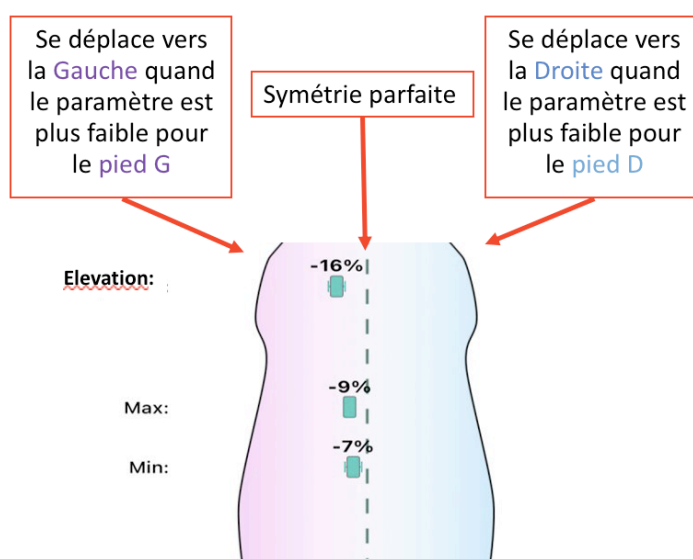


Figure 4 : Déplacement du curseur en fonction de la latéralisation du défaut de locomotion, pour chaque indice de symétrie considéré



b. Présentation des indices d'asymétrie utilisés

Dans l'étude qui suit nous avons étudié 4 indices d'asymétrie pour les déplacements de la tête et 5 pour les déplacements du garrot et de la croupe.

- *AI-Up et AI-Down*

AI-Up représente la différence d'élévation entre le diagonal droit et gauche durant la phase de propulsion et AI-Down la différence de chute entre le diagonal droit et gauche durant la phase de soutien. Si l'indice AI-Up est différent de zéro, cela traduit un défaut d'élévation à droite ou à gauche et donc un défaut de symétrie. S'il est positif, le cheval propulse moins fort sur son diagonal droit que sur son diagonal gauche, et s'il est négatif, moins fort sur son diagonal gauche que sur son diagonal droit. On peut extrapoler cette explication à AI-Down pour la chute (descente moins importante lors de la phase de soutien du membre atteint).

Les indices AI-Up et AI-Down sont calculés ainsi (avec AI noté SI dans la formule, (Starke *et al.*, 2015) :

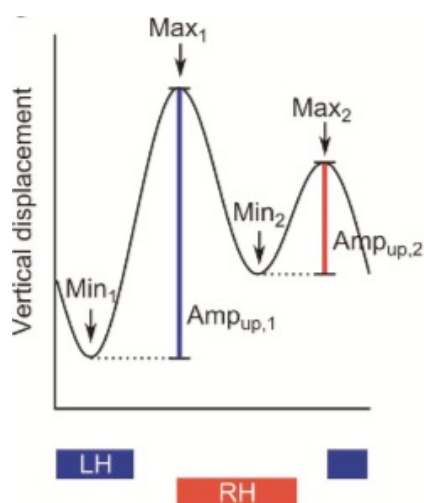
$$SI_{up/down} = \frac{Amp_{up/down,1} - Amp_{up/down,2}}{\max \{Amp_{up/down,1}, Amp_{up/down,2}\}}$$

Avec Amp_1 l'amplitude de l'élévation après appui sur le membre gauche et Amp_2 celle après appui sur le membre droit. AI-Up et AI-Down peuvent être calculés pour la tête, le garrot et la croupe.

- *AI-Max et AI-Min*

AI-Max/Min représente le pourcentage de différence entre les deux maximums/minimums atteints par la tête, le garrot, ou la croupe au cours d'une foulée. Si AI-Max est positif, le cheval monte moins sa tête, son garrot ou sa croupe après appui sur son diagonal droit qu'après appui sur son diagonal gauche, et inversement s'il est négatif.

Figure 5 : Point caractéristiques d'un signal pour le calcul d'asymétrie (Starke *et al.*, 2015)



AI-Max et AI-Min sont calculés ainsi (Figure 5) :

$$AI_{max} = \frac{100 \times (Max1 - Max2)}{Amplitude\ Max}$$

$$AI_{min} = \frac{100 \times (Min1 - Min2)}{Amplitude Max}$$

AI-Max et AI-Min peuvent être calculés pour la tête, le garrot et la croupe.

- *AI-Duree-D'appui*

AI-Duree-D'appui est un indice de symétrie calculable pour les membres antérieurs avec les capteurs situés sur les régions métacarpiennes et pour les membres postérieurs avec les capteurs en régions métatarsiennes. Il représente la différence de temps passé à l'appui entre le diagonal droit et gauche. S'il est positif le temps d'appui du membre gauche est supérieur au temps d'appui du membre droit, et inversement s'il est négatif.

3. Place de la répétabilité et de la reproductibilité des systèmes d'analyse de la locomotion par unités de mesure inertielles au sein de la méthode de validation et point sur les données récentes

A. Pourquoi démontrer la répétabilité et la reproductibilité d'un système ?

Avant d'être utilisée à des fins scientifiques, une méthode de mesure se doit d'être validée afin de prouver sa qualité (Desquilbet, 2019). L'objectif est, à terme, de pouvoir avoir confiance en les résultats donnés par cette méthode lors de son utilisation. Trois critères sont indispensables à la validation d'une méthode de mesure.

Tout d'abord il faut que les données renvoyées par cette méthode soient justes, ou exactes. Pour montrer cela il est nécessaire de comparer cette méthode à une méthode dite « de référence », et de confronter les résultats fournis par ces deux méthodes. Cela revient à évaluer la concordance entre ces deux méthodes. Dans le cas de notre étude, les systèmes d'IMU précédemment présentés ont tous été comparés à la capture de mouvement ou à des plateformes de mesure de force stationnaire, qui sont les méthodes de référence dans ce cadre.

Ensuite, il faut prouver que les données sont précises, c'est à dire que les différentes mesures d'une même valeur spécifique seront proches les unes des autres. Cela revient à montrer que la méthode est répétable et reproductible. Les définitions suivantes sont issues du document « Vocabulaire international de métrologie – Concepts fondamentaux et généraux et termes associés (VIM) ». La répétabilité est « l'étroitesse de l'accord entre les indications ou les valeurs mesurées obtenues par des mesurages répétés du même objet ou d'objets similaires » dans les conditions suivantes : « conditions qui comprennent la même procédure de mesure, les mêmes opérateurs, le même système de mesure, les mêmes conditions de fonctionnement et le même lieu, ainsi que des mesurages répétés sur le même objet ou des objets similaires pendant une courte période de temps ». La reproductibilité est « l'étroitesse de l'accord entre les indications ou

les valeurs mesurées obtenues par des mesurages répétés du même objet ou d'objets similaires » dans les conditions suivantes : « conditions qui comprennent des lieux, des opérateurs et des systèmes de mesure différents, ainsi que des mesurages répétés sur le même objet ou des objets similaires ».

Il existe deux « types » de reproductibilité différents. Le premier consiste à montrer que deux personnes différentes, qui mesure le même critère, et au même endroit, à l'aide de la méthode de mesure évaluée fourniront le même résultat. On parle dans ce cas de reproductibilité inter-opérateur. Le deuxième consiste à montrer qu'une même personne mesurant un même critère dans des conditions de mesure différentes (plusieurs endroits, ou laps de temps non négligeable entre les mesures) à l'aide de la méthode de mesure évaluée fournira également le même résultat. On parle alors de reproductibilité spatio-temporelle.

Une fois qu'une méthode a montré son exactitude et sa précision de mesure, elle est considérée comme valide et peut donc être utilisée avec confiance. Dans le cadre spécifique des IMU utilisés comme méthode objective de diagnostic des boîtiers, il est effectivement important de montrer que les mesures réalisées sont aussi justes que celles obtenues par des méthodes de référence (ce qui a largement été fait dans la littérature), mais il est également intéressant d'évaluer la répétabilité et la reproductibilité du système. En effet, un même opérateur pourra être amené à réaliser une même mesure plusieurs fois (notamment dans le cadre de suivi au cours du traitement, ou avant et après une anesthésie diagnostique), et des opérateurs différents devront pouvoir utiliser le système dans des conditions variables pour qu'il soit réellement utile à des vétérinaires praticiens sur le terrain. Dans l'étude qui suit en partie 2 de ce travail, nous avons cherché à montrer la répétabilité et la reproductibilité inter-opérateur du système Equisym®. La variabilité physiologique de l'asymétrie n'a pas été évaluée dans cette étude et fera probablement l'objet d'une publication ultérieure.

B. Méthodes usuelles pour démontrer la répétabilité et la reproductibilité d'un système

Avant de chercher une méthode statistique pour évaluer la répétabilité ou la reproductibilité d'une méthode de mesure, il faut se demander quel type de mesure va être évaluée. En effet, les méthodes utilisées seront différentes pour évaluer un caractère binaire, qualitatif, ou quantitatif (Desquilbet, 2019). Dans notre cas les caractères d'intérêt (indices d'asymétrie) sont quantitatifs, nous nous limiterons donc à la présentation des méthodes statistiques adaptées à ce type de caractère.

Il existe plusieurs méthodes décrites dans la littérature scientifique qui permettent de mesurer la concordance, soit la répétabilité et/ou la reproductibilité, entre deux séries de mesures de caractères quantitatifs. Parmi elles, le coefficient de concordance de Lin, le coefficient de corrélation intra-classe, et la méthode de Bland et Altman sont les plus fréquemment citées. D'autres méthodes statistiques existent et ont fréquemment été utilisées mais elles nécessitent parfois des conditions particulières pour être utilisées correctement, et certaines d'entre elles ne sont tout simplement pas faites pour évaluer la concordance entre deux séries de mesures.

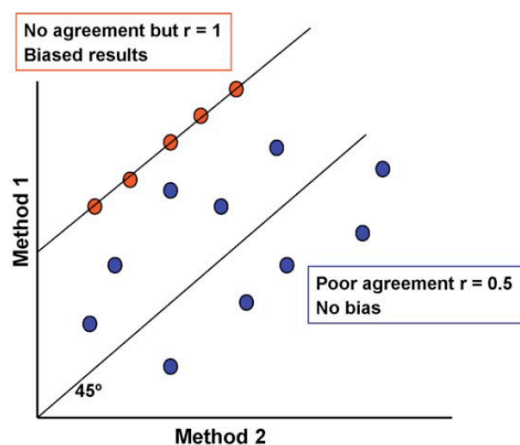
a. Précautions d'usage

Le coefficient de variation est une mesure relative de la dispersion des valeurs autour de la moyenne, exprimé comme un pourcentage ou un quotient de l'écart type intra-sujet divisé par la moyenne (Patton *et al.*, 2006). Il est parfois utilisé pour quantifier la répétabilité d'une méthode, sous le raisonnement qu'un faible coefficient de variation signifie une faible dispersion des valeurs autour de la moyenne et donc une bonne répétabilité des mesures (Desquilbet, 2019). Cependant plusieurs remarques sont à prendre en compte. Tout d'abord, le coefficient de variation prend en compte les valeurs sur un seul individu, qui n'est pas forcément représentatif de la population. D'autre part, il dépend de la moyenne, or celle ci peut être totalement différente entre deux ensembles de valeurs qui ont pourtant le même écart type. La valeur du coefficient de variation sera différente dans ce cas, alors que les écarts types sont les mêmes. Enfin le coefficient de variation ne quantifie pas l'importance de l'erreur de mesure, car il ne quantifie pas la variation causée par les erreurs de mesures dans l'intervalle des valeurs observées (Lachin, 2004). Ainsi, le coefficient de variation doit être interprété avec précaution lors de l'évaluation de la répétabilité d'une méthode.

Afin de déterminer s'il existe une différence systématique entre deux séries de mesures, certaines études ont calculé la différence entre les moyennes des n mesures de chaque série, et utilisé un test-t avec comme hypothèse nulle l'hypothèse suivante : la différence réelle des moyennes entre les deux séries est de zéro (Watson et Petrie, 2010). Si l'hypothèse nulle est vérifiée, il est parfois conclu qu'il n'existe pas de différence systématique entre les deux séries et donc que la méthode de mesure est répétable et reproductible. Or, si une différence entre ces moyennes indique bel et bien qu'il existe une différence systématique, une absence de différence signifiera uniquement qu'il n'y a pas d'évidence qu'une différence systématique est présente. Autrement dit, ce n'est pas parce que les moyennes des valeurs de deux séries ne sont pas significativement différentes que les méthodes utilisées pour trouver ces valeurs sont concordantes.

Enfin, certains auteurs utilisent le coefficient de corrélation de Pearson, qui quantifie l'association entre deux variables quantitatives, afin d'évaluer la concordance entre deux séries de mesures, ce qui correspond à une évaluation incorrecte de la répétabilité ou reproductibilité (Watson et Petrie, 2010). En effet, il est tout à fait possible d'avoir une bonne corrélation mais une faible concordance entre les valeurs au sein d'une même méthode (Figure 6).

Figure 6 : Illustration des différentes associations possibles au sein de plusieurs méthodes ou séries de données (Watson et Petrie, 2010). La droite à 45° passant par l'origine représente la concordance parfaite entre les deux méthodes ou séries de données.



Les méthodes présentées ci-dessus sont donc discutables pour évaluer la répétabilité ou la reproductibilité d'une méthode de mesure, bien que fréquemment utilisées dans la littérature. D'autres méthodes statistiques existent cependant afin de valider correctement une méthode.

b. Le coefficient de concordance de Lin

Le coefficient de corrélation de Pearson nous donne une mesure de l'ampleur de la conformité entre le nuage de point formé par les valeurs de deux séries de mesures et la droite de régression linéaire formée à partir de ces points (Figure 6). Le coefficient de concordance de Lin modifie le coefficient de Pearson afin d'évaluer non seulement la conformité entre les points et la droite de régression linéaire mais également l'écart entre cette dernière et la droite à 45° passant par l'origine représentant la concordance parfaite (Watson et Petrie, 2010). Le coefficient de concordance de Lin varie entre -1 et 1, -1 représentant une discordance parfaite, zéro une concordance nulle et 1 une concordance parfaite. Si ce coefficient vaut 1 tous les points du diagramme seront alignés avec la droite de 45° passant par l'origine. Si la valeur du coefficient diminue, cela signifie que les points s'écartent peu à peu de cette droite.

Cependant, cet écart peut se manifester de deux manières différentes : soit les points sont très dispersés autour de leur droite de régression sans que celle-ci ne s'écarte de la droite représentant la concordance parfaite (manque de précision de la concordance), soit ils sont bel et bien situés sur leur droite de régression mais cette dernière s'écarte de la droite représentant la concordance parfaite (manque d'exactitude de la concordance) (Desquilbet, 2019). Dans le premier cas, le coefficient de corrélation de Pearson sera mauvais, et c'est donc lui qui fera diminuer la valeur du coefficient de concordance de Lin mais dans le deuxième cas il sera égal à 1, et c'est donc un autre facteur de la formule qui module le coefficient de corrélation en cas de manque d'exactitude de la concordance. Lorsque le coefficient de concordance de Lin n'est pas satisfaisant, il est possible d'évaluer la part du manque d'exactitude et du manque de précision de la concordance grâce au calcul du coefficient de corrélation de Pearson et du coefficient

modulateur. Il est à noter qu'il est évidemment possible que la concordance entre les deux séries de mesures manque à la fois d'exactitude et de précision.

Le coefficient de concordance de Lin s'évalue de la même manière que le Kappa :

Figure 7 : Correspondance entre la valeur du coefficient de concordance de Lin et la force de la concordance (Landis et Koch, 1997)

<i>Kappa Statistic</i>	<i>Strength of Agreement</i>
<0.00	Poor
0.00–0.20	Slight
0.21–0.40	Fair
0.41–0.60	Moderate
0.61–0.80	Substantial
0.81–1.00	Almost Perfect

Dans le cas de notre expérience sur le système Equisym®, ce coefficient n'était pas utilisable car nous avons de multiples séries de données à évaluer les unes par rapport aux autres (provenant de 4 opérateurs différents, sur 3 chevaux différents), là où cette méthode n'en admet que deux.

c. Le coefficient de corrélation intra-classe

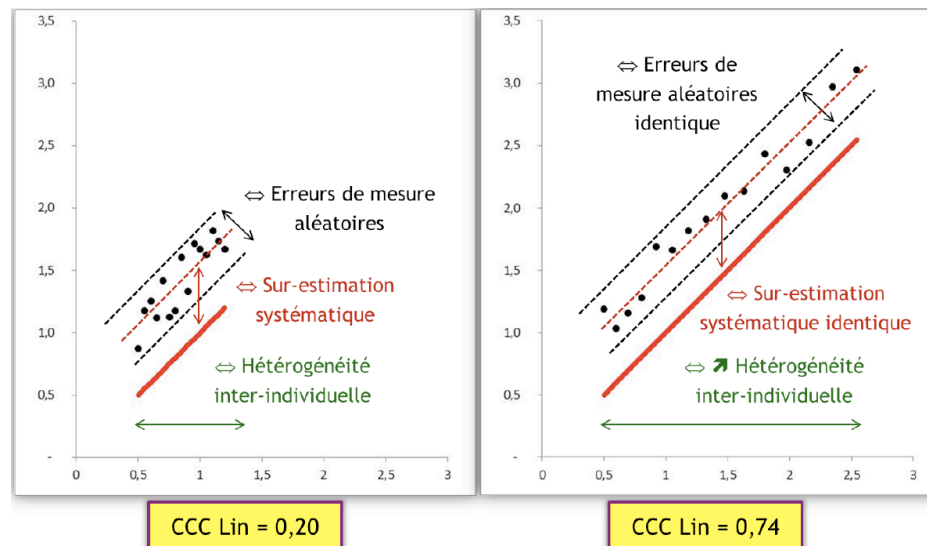
Le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) est une mesure du ratio entre la variance entre les groupes et la variance totale, fréquemment utilisé pour évaluer la concordance entre deux séries ou méthodes de mesure (Patton *et al.*, 2006). Dit autrement, il mesure la part de la variance totale qui est due aux différences observées entre les deux séries de mesures (Watson et Petrie, 2010). Il varie de zéro (concordance nulle) à 1 (concordance parfaite). Il est utilisé lorsque les mesures effectuées sont interchangeables, notamment dans le cas de plusieurs séries de mesures fournies par une même méthode. L'ICC, tout comme le coefficient de concordance de Lin dont il est très proche, est un outil statistique qui permet de différencier la concordance de l'association entre deux séries de mesures, sans confondre les deux.

Il existe de nombreux types d'ICC différents entre lesquels il faut pouvoir choisir en fonction de différents paramètres (Müller et Büttner, 1994 ; McGraw et Wong, 1996). Il est notamment important de savoir si les opérateurs sont choisis aléatoirement ou fixés (modèle à effet aléatoire, fixe ou mixte), si chaque opérateur mesure chaque sujet testé, si deux mesures prises par un des opérateurs choisis aléatoirement sont interchangeables, le nombre d'opérateurs, le nombre de facteurs de variabilités à prendre en compte... Il n'est pas toujours simple de choisir entre ces différents types, cependant le choix d'un certain type d'ICC peut fortement influencer la valeur de celui-ci, il est donc important de s'y attarder.

Le problème principal de cette méthode statistique est qu'elle est fortement dépendante de la taille de l'intervalle des valeurs mesurées, tout comme le coefficient de concordance de Lin (Patton *et al.*, 2006). En effet, plus la variabilité entre les sujets mesurés est faible, plus la valeur

de l'ICC (ou du coefficient de concordance de Lin) va diminuer, et ce pour des erreurs de mesure identiques, qui auraient donc dû donner des valeurs de concordance identiques (Figure 8).

Figure 8 : Calcul du coefficient de concordance de Lin pour deux séries de mesures à la variabilité inter-individuelle différente, mais pour lesquelles les erreurs de mesures aléatoires et systématiques sont semblables (Desquilbet, 2019).



Ainsi, lorsque la valeur de l'ICC est faible, il est possible que cela soit dû soit à une faible concordance entre les séries (erreurs de mesures aléatoires ou systématiques trop importantes), soit à une trop faible hétérogénéité inter-individuelle.

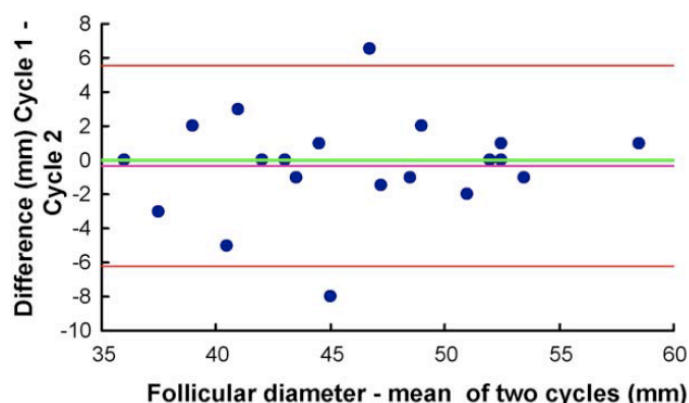
Dans l'étude qui suit en partie 2 de ce travail, nous avons en premier lieu décidé d'utiliser le coefficient de corrélation intra-classe pour évaluer la concordance (soit la répétabilité et la reproductibilité inter-opérateur, dans notre cas) entre nos séries de mesures. Au vu de notre expérience, nous avons utilisé un modèle à deux facteurs à effet aléatoires, avec quatre opérateurs différents. Cependant, il nous est apparu après calcul qu'une forte variance résiduelle venait diminuer la valeur de notre ICC. En effet, après avoir calculé la variance imputable aux chevaux (correspondant ici à notre ICC) et la variance imputable aux opérateurs après placement des capteurs, il nous restait une part non négligeable de variance résiduelle dont l'origine nous était inconnue pour rendre compte de la variance totale. Cependant, comme notre modèle nous permettait de calculer la variance imputable aux opérateurs, nous avons finalement décidé de nous baser sur la valeur de cette dernière pour rendre compte de la répétabilité et de la reproductibilité inter-opérateur de notre système. Une valeur proche de zéro signifierait ainsi que la part de variance liée aux opérateurs sur les différentes séries de mesures est négligeable, et donc que la répétabilité et la reproductibilité inter-opérateur est bonne. Inversement, si la valeur de la variance imputable aux opérateurs est grande, la concordance entre les séries de mesures ne pourra pas être considérée comme acceptable.

d. Méthode de Bland et Altman

Le diagramme de Bland et Altman est une manière visuelle d'évaluer les différences entre les paires de valeurs provenant de deux séries de données, et montre ainsi la force de la concordance entre les deux séries (Watson et Petrie, 2010). La valeur de la différence entre les paires est en ordonnée du diagramme, et la moyenne en abscisse. Cette méthode se base sur des critères cliniques pour évaluer la concordance, ces critères étant fixés préalablement par les investigateurs de l'expérience. Ce sont donc des critères subjectifs. En effet, si la différence entre les paires est considérée comme acceptable par l'investigateur, celui-ci pourra en conclure que les deux séries de mesure sont concordantes, mais le fait que la différence soit acceptable ou non sera à sa discrétion.

Le graphique de Bland et Altman est composé de trois éléments : des points représentant la mesure des individus, une droite centrale qui représente la moyenne des différences entre les paires, et deux droites extérieures représentant les « limites de concordance », soit la moyenne des différences $\pm 1,96 \times$ écart type des différences. Ces deux droites extérieures représentent l'intervalle où se situent 95% des différences entre les paires (Patton *et al.*, 2006 ; Desquilbet, 2019).

Figure 9 : Illustration d'un graphique de Bland et Altman issu de l'article de Watson et Petrie, 2010.



Une fois le graphique tracé, le clinicien pourra évaluer la valeur du biais (ordonnée de la droite centrale) et des limites de concordance. S'il considère ces valeurs comme faibles en regard de son expérience pratique, la concordance entre les séries sera qualifiée d'acceptable dans la population source. Un intervalle de confiance à 95% pourra ensuite être réalisé pour inférer les résultats à la population cible.

Dans le cas de l'expérience menée en deuxième partie de ce travail, cette méthode n'a pas été retenue pour prouver la concordance du système car l'expérience impliquait 4 opérateurs différents qui évaluaient 3 chevaux 4 fois chacun, rendant ce diagramme inadapté, car il aurait été impossible de comparer les effets des 4 opérateurs les uns par rapport aux autres.

C. Connaissances actuelles sur la répétabilité et la reproductibilité des systèmes d'analyse de la locomotion par unités de mesure inertielles

Comme vu précédemment, il existe actuellement 4 systèmes d'IMU commercialisés dans le but d'aider les vétérinaires praticiens à évaluer objectivement les boiteries, qui ont chacun été comparé à des méthodes de référence afin de prouver la justesse, ou l'exactitude, de leurs mesures. Cependant il existe à ce jour peu de données sur la répétabilité et la reproductibilité de ces systèmes. La partie suivante ayant pour but d'évaluer la répétabilité et la reproductibilité inter-opérateur du système Equisym[®], nous allons ci dessous nous pencher sur les études précédemment réalisées pour évaluer ces caractéristiques pour les 3 autres systèmes commercialisés. A notre connaissance, les études présentées sont les seules s'intéressant à la répétabilité ou à la reproductibilité de ces systèmes à ce jour.

a. *Lameness Locator*[™]

Une étude observationnelle a été réalisée afin de déterminer la répétabilité de ces IMU dans des conditions environnementales non contrôlées au cours de plusieurs sessions de mesures répétées (Keegan *et al.*, 2011). Dans cette étude, 236 chevaux présentant divers degrés de boiterie (<4 sur l'échelle AAEP) ont été utilisés. Après mise en place des capteurs chaque cheval était trotté deux fois à cinq minutes d'intervalle, en ligne droite. Les conditions environnementales restaient identiques entre les deux passages d'un même cheval mais étaient totalement différentes entre les différents chevaux (sol dur ou mou, localisations et temporalité différentes). La personne menant le cheval n'était pas forcément la même au cours du premier et du deuxième passage. Dans cette étude, le système était mis en place une seule fois avant les deux acquisitions, et aucune information n'était fournie sur la personne qui mettait en place les capteurs. Compte tenu du type d'étude (nombre d'individu élevé, répartition des acquisitions au cours d'une période de temps plutôt longue) il est possible que ce ne soit pas la même personne qui ait mis en place le système avant chaque acquisition de données. Pour chaque expérience, 6 indices de symétrie ont été calculés : L'asymétrie des mouvements de la tête (HMA), du pelvis (PMA), et les moyennes de AI-Max et AI-Min (nommés HDmax/min et PDmax/min dans l'étude) pour les mouvements de la tête et du pelvis. La répétabilité de chaque indice a été calculé entre les deux passages de plusieurs manières différentes : en comparant les moyennes et l'écart type intra-sujet entre ces deux passages, puis le coefficient de corrélation intra-classe et l'intervalle de confiance à 95% entre les deux passages ont également été calculés. Les moyennes des indices de symétrie AI-Max et AI-Min varient peu d'un passage à l'autre, mais la variation est plus importante HMA et PMA. Il en va de même pour l'écart type intra-sujet, qui varie jusqu'à 16,8% entre les deux tentatives. Le coefficient de corrélation intra-classe est excellent pour tous les indices entre les deux passages (>0,88), mais ce résultat n'est pas commenté par les auteurs et le type d'ICC utilisé n'est pas précisé. Enfin l'intervalle de confiance à 95% pour la différence entre les deux passages est plus ou moins large (entre 7,1% et 44,1% de la moyenne). Il est plus large pour HMA et PMA que pour AI-Max et AI-Min.

Les auteurs concluent que la répétabilité des IMU est meilleure que l'évaluation subjective par plusieurs examinateurs. La répétabilité est qualifiée d'acceptable dans un environnement non contrôlé, et les IMU sont considérés comme une aide utile au praticien, facile d'utilisation. D'autre part la répétabilité n'est pas dépendante du nombre de foulées enregistrées.

Cependant dans cette étude, les capteurs n'ont pas été replacés entre les deux passages de trot pour chaque cheval. La répétabilité liée aux placements successifs du dispositif par l'opérateur n'a donc pas été testée, l'évaluation se portant plutôt ici sur la répétabilité intrinsèque des capteurs entre deux acquisitions. Au cours d'une utilisation usuelle de ce type de dispositif, il paraît cependant probable que les capteurs puissent être retirés et réinstallés par la suite. L'évaluation de ce facteur paraît ainsi non négligeable lors d'une expérience de test-retest. Le changement de meneur entre le premier et le deuxième passage est également un élément à prendre en compte dans l'analyse de cette étude car il fait varier les conditions entre les deux passages et aurait donc pu modifier les résultats.

b. Equigait®

A ce jour aucune étude n'a démontré la répétabilité ou la reproductibilité des capteurs Xsens DOT®, utilisés par le système Equigait®, dans le cadre de l'analyse de la locomotion équine. Une étude observationnelle de 2018 a cependant étudié les variations des paramètres de la démarche liées à la pose de capteurs très semblables sur plusieurs jours et plusieurs semaines (Xsens MTx et MTi-G®) tout en essayant de quantifier la variabilité biologique des chevaux au cours de l'expérience (Sepulveda Caviedes *et al.*, 2018). Après l'étude de Keegan *et al.* (2011), qui voulait évaluer la répétabilité des IMU entre deux mesures très rapprochées, le but était ici d'envisager la répétabilité dans un scénario à plus long terme, et d'estimer l'effet de la variation biologique en plus de celui imputable à la méthodologie. Quatorze pur-sang ont été équipés de quatre capteurs situés sur la nuque, en regard du sacrum et des deux tuber coxae, puis trottés sur sol dur en ligne droite une fois par jour pendant cinq jours puis une fois par semaine pendant cinq semaines. Les conditions environnementales restaient similaires pour chaque cheval tout au long de l'expérience, mais variaient d'un cheval à l'autre. 14 paramètres de symétrie ont été calculés (dont AI-Min et AI-Max pour chacun des 4 capteurs).

Afin d'évaluer la répétabilité des indices, les valeurs absolues des différences ont été calculées pour chaque indice d'asymétrie, tout d'abord entre les répétitions sur plusieurs jours puis entre celles sur plusieurs semaines. Des intervalles contenant différents pourcentages des valeurs absolues des différences ont été réalisés. Il a ainsi été montré que les indices d'asymétries étaient plus semblables entre les jours qu'entre les semaines : en effet, les valeurs absolues des différences sont globalement plus faibles entre les différents jours d'expérience. D'autre part le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) a été calculé pour 14 paramètres et les résultats étaient également cohérents avec la conclusion précédente : la répétabilité des valeurs était meilleure lors des 5 premiers jours (ICC bon à excellent) que lors des 5 semaines suivantes (ICC variant de pauvre à excellent). La variabilité des paramètres liés à la tête était également plus grande que celle des paramètres de la croupe. Cette étude cherchait à évaluer l'influence des variations biologiques et du fait de reposer le dispositif au cours du temps, cependant les auteurs soulignent le fait qu'il est finalement impossible de connaître la part de variabilité attribuable aux variations biologiques et celle attribuable au placement des capteurs. Comme il a été montré que l'asymétrie des chevaux soumis à un entraînement intensif pouvait varier de façon non négligeable au cours des semaines, les auteurs soulignent qu'il est difficile d'évaluer la répétabilité du système sur plusieurs semaines chez les pur-sang à l'entraînement. Cette variabilité biologique étant difficilement quantifiable, ce type d'expérience serait probablement plus concluante sur des chevaux soumis à un entraînement régulier mais moins intensif. Enfin il est noté que certains des chevaux inclus dans l'expérience auraient pu être légèrement boiteux (aucune évaluation

subjective n'ayant été réalisé avant inclusion). Or la variabilité biologique d'un cheval boiteux est plus importante que celle d'un cheval sain, ce qui pourrait donc participer à sous-estimer la répétabilité.

Dans cette étude aucune information n'est donnée sur la personne plaçant les capteurs au cours des différentes répétitions. On ne sait donc pas si un ou plusieurs opérateurs ont été impliqués. Une mise en place par des personnes différentes aurait donc pu avoir un impact sur la répétabilité des paramètres de démarche. En effet, comme vu précédemment, la répétabilité se doit d'être établie dans des conditions identiques : même opérateur, même conditions environnementales et intervalle de temps réduit. Dans cette étude l'intervalle de temps important entre les expériences menées sur plusieurs semaines, et le possible changement d'opérateur entre chacune des mesures se prête par ailleurs d'avantage à l'évaluation de la reproductibilité temporelle et inter-opérateur du système qu'à sa répétabilité. Cependant ces paramètres n'ont pas été évalués.

c. Equimoves®

Bosch *et al.* (2018) ont publié un article destiné à valider la justesse, la répétabilité et la reproductibilité du système Equimove®. Dans cette étude 7 chevaux ont été marchés puis trottés deux fois en ligne droite. Les auteurs soulignent la faible variation intra-cheval dans leurs données (boîtes à moustaches de faible hauteur entre les indices de symétrie des différents chevaux), ce qui suffit selon eux à garantir la répétabilité de leurs mesures, mais reste une méthode subjective pour évaluer ce caractère, présupposant par ailleurs que les valeurs considérées suivent une loi normale. D'autre part, les auteurs affirment que la répétabilité inter-opérateur est garantie par les très faibles biais résultants du système pour tous les paramètres de symétrie (moins de 1millimètre).

Cependant, là encore, aucune information n'est donnée sur l'opérateur mettant en place le système. Le fait que celui-ci soit laissé en place ou retiré entre les deux expériences pour chaque cheval n'est pas précisé. Le fait que peu de biais intervienne dans les résultats prouve que le système est reproductible entre des opérateurs différents seulement si au moins deux opérateurs différents ont réinstallé le système avant chaque acquisition de données, or cela n'est pas indiqué dans le protocole.

d. Synthèse

Ainsi, même si plusieurs auteurs se sont déjà penchés sur la répétabilité et la reproductibilité des systèmes de quantification des boiteries basés sur des IMU, il reste à explorer de façon plus fine la reproductibilité inter-opérateur en évaluant en particulier l'effet de repositionnement des capteurs entre deux mesures par des opérateurs différents.

Deuxième partie : étude expérimentale

La deuxième partie de ce travail présente une étude expérimentale menée au Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines (CIRALE) et pour laquelle j'ai été investigatrice principale en menant l'ensemble des expérimentations et l'analyse des résultats. Comme conclu dans la partie précédente, l'objectif de ce travail était d'explorer la reproductibilité inter-opérateur d'un système de quantification des boiteries en incluant le repositionnement des capteurs entre les séries de mesures réalisées par les différents opérateurs. Les résultats de ce travail ont été rédigés sous la forme d'un article scientifique et soumis à la revue Sensors le 30 septembre 2022. Le PDF issu de cette soumission est disponible en annexe 1. La deuxième partie de cette thèse est donc rédigée en langue anglaise, en suivant les usages de la rédaction d'un article scientifique.

1. Introduction

Locomotor diseases associated with lameness is one of the most frequent disorder affecting horses. Hence, they represent the biggest part of working time and incomes of the equine veterinarians (Loomans, 2008)(Nielsen *et al.*, 2014). Even for the most experienced of them, the lameness evaluation remains subjective and the diagnosis complicated (Fuller *et al.*, 2006)(Mitchell, 2012)(Hammarberg *et al.*, 2016). Subjectivity increases when the lameness is slight (Keegan *et al.*, 2010), and some bias in the evaluation make the repeatability of the visual examination questionable, like expectation of improvement after nerve block (Arkell *et al.*, 2006).

The will to move towards a more objective evaluation allowed the rise of several tools for gait analysis. Stationary force plate and Motion Capture are the most precise and accurate methods, but they cannot be used in current practice, in the field (Serra Bragança *et al.*, 2018). The needs of veterinary practitioners are about a portable, trustworthy, fast and easy tool to use on the field. Inertial Measurement Units (IMUs) appear then as the most suitable alternative (McCracken *et al.*, 2012).

Before using any new measurement system, its validity should be demonstrated. To do so, repeatability and reproducibility of the system, among other factors, must be assessed. Repeatability condition of measurement is defined as “condition of measurement, out of a set of conditions that includes the same measurement procedure, same operators, same measuring system, same operating conditions and same location, and replicate measurements on the same or similar objects over a short period of time” and reproducibility condition of measurement as “condition of measurement, out of a set of conditions that includes different locations, operators, measuring systems, and replicate measurements on the same or similar objects” (« International Vocabulary of Metrology–Basic and General Concepts and Associated Terms », 2008).

IMUs-based systems for quantifying lameness in horses have been assessed by showing the correlation or the concordance with Motion Capture systems used as a gold standard (Keegan *et al.*, 2004)(Pfau *et al.*, 2005)(Martin *et al.*, 2014)(Bosch *et al.*, 2018)(Sapone *et al.*, 2020). However, few studies aimed to assay the repeatability of the measurements. For instance, Keegan and al. (Keegan *et al.*, 2011) studied an IMUs-based system repeatability in an uncontrolled

environment on 236 horses. After instrumentation of each horse, they were trotted twice at five minutes' intervals in straight line, in various locations and surface conditions. Another study aimed to determine repeatability of gait variables such as the symmetry of several segments (metacarpal and metatarsal region, hind limb asymmetry...) and joint range of motion in the sagittal and coronal plane, during trotting under a controlled treadmill exercise (Cruz *et al.*, 2017). In this study, ten non-lame horses were instrumented and then trotted three times a day, three days a week, over a three-week period. The repeatability was considered as high for most of the variables. A third study evaluated the influence of biological variations among time by trotting fourteen Thoroughbred horses in a straight line once a day for five consecutive days, and then once a week for five consecutive weeks while horses were in race training (Sepulveda Caviedes *et al.*, 2018). Daily and weekly repeatability was lesser than the previous study (Cruz *et al.*, 2017). Mainly, horses were of varying training and movement asymmetry levels and it was not possible to dissociate the effects of the sensors placement from the biological variability. None of these studies have evaluated inter-operator reproducibility. To the best of our knowledge, it has not been studied yet.

In this context, the goal of our study was to focus on the effect of IMUs placement by different operators in order to assess reproducibility and to verify that the system can be used reliably regardless of the user's level of expertise in all conditions of the locomotor examination (straight line and circles).

The objective of our study was then to evaluate the repeatability and the inter-operator reproducibility of a gait analysis system, EQUISYM®, in a standardised environment, on a straight line and on circles, with different users. It was hypothesized that the variance attributed to the operator is negligible compared to the total variance.

2. Materials and Methods

A. Horses

Three trotters from the « Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines » (CIRALE) were included: a 13 years old gelding, a 14 years old mare and a 27 years old gelding. These three horses were not on any training beyond the experiment and no subjective gait change was noticed over the three days of experiment.

B. Instrumentation

Horses were equipped with EQUISYM®, composed of 7 wireless IMUs (tri-axial accelerometer $\pm 16 \times$ gravity, tri-axial gyroscope ± 2000 deg/s) placed on the head, the withers, the pelvis, and the 4 cannon bones (Figure 1). They recorded at 200 Hz during a minimum of 20 trot strides on straight line and circles.



Figure 10: Horse equipped with EQUISYM® system, composed by sensors placed on the head, the withers, the pelvis and the 4 cannon bones (indicated by red arrows).

C. Protocol

Facilities were composed of a straight line of 30 meters and a circle of 14 meters in diameter. Four different operators were selected: two of them had never placed the sensors before, whereas the other two operators were used to do it. A demonstration has been made for the operators who had never placed it before the experiment. Each operator placed the sensors four times on each horse for three consecutive days, which led to a total of 48 repetitions randomly assigned. To avoid the habituation effect, each operator waited at least one hour between two consecutive positioning. When the measurement system was placed, the horse was trotted on a hard surface, firstly in a straight line, then in a left rein circle and finally in a right rein circle. The protocol was intended to mimic the standardised conditions of a locomotor examination. The mean +/- standard deviation (SD) of the recorded strides was distributed as following: 29.5 +/- 5.5 strides on straight line, 32.1 +/- 9.5 on right rein circle, 36.5 +/- 9.4 on left rein circle.

The handler was the same person during the three days of experiment. Each horse was walked a few minutes before data acquisition, and performed maximum three successive repetitions in order to limit fatigue influence. Between two sessions of three repetitions, each horse had an hour break minimum.

D. Data processing

Data were analysed using custom-written Matlab2020a (The MathWorks, Natick, MA, USA scripts). Stance sequences were selected based on sequences of the cannon bones gyrosopic signal. Foot-on and foot-off were determined from cannon bones IMUs' signals thanks to the method

developed by (Hatrissse *et al.*, 2022)). The dorso-ventral acceleration signal was integrated twice to obtain displacement values, and high-pass filtered using a fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency set to 1 Hz. Vertical displacements of the head, withers and pelvis were segmented into strides. One stride was defined as the time between two consecutive foot-on of the left forelimb.

From the vertical displacement of the head (-H), withers (-W) and pelvis (-P) occurring along a stride, 4 variables were calculated for each sensor location. The following Asymmetry Indexes (AI), expressed as percentage of the maximal range of motion within a stride, were used to compare left vs right part of the stride (Macaire *et al.*, s. d.): AI-Min was the left-right difference of the lowest altitude point; AI-Max was the left-right difference of the highest altitude point, AI-up was the left-right difference of the upward range of motion during the propulsion phase, AI-down was the left-right difference of the downward range of motion during the damping phase, and AI-stance-duration was the left-right difference of the duration of the stance phase. Positive AI value indicated a weaker movement amplitude or a shorter stance phase duration (AI-stance-duration) during the right stance than during left stance, and negative AI value the opposite.

E. Statistical analysis

To evaluate the repeatability and the inter-operator reproducibility, for each AI presented above and each condition (i.e. straight line, left and right rein circle), the total variance, as well as the corresponding SD, and the variance attributable to the operator were calculated. To do this, a model of analysis of variance was computed with operators and horses as random effects (Shrout et Fleiss, 1979). As the rank of repetition and the experience of the operator could also be a source of variation, the model was adjusted on these two factors as fixed effects. The statistical analysis was performed with the R software 4.0.3.

3. Results

Straight line results are exposed in Table 1. In a straight line, the total variance was the highest for the index AI-Up-H (723.3) and the lowest for AI-Stance-Duration-HIND (11.1). Total variance and SD were higher for head-related AIs than for the withers or pelvis. The SD ranged between 18.6% and 26.9% for head-related AIs, and between 3.3% and 14.2% for pelvis and withers-related AIs. For all indexes, the percentage of variance attributable to the operator was close to 0, with a maximum value of 2.1% for AI-Stance-Duration-FRONT.

Table 1: Total variance, total standard deviation and percentage of variance due to the operators (calculated out of the total variance) for four asymmetry indexes (AI -Up, -Down, -Max and -Min) calculated on the head (H), the withers (W) and the pelvis (P) for 48 repeated measurements (4 operators, 3 horses, 3 days) performed on a straight line

AI	Total variance	Total standard deviation	Percentage of variance due to the operators (%)
AI-Up-H (%)	723.3	26.9	0.0
AI-Down-H (%)	683.0	26.1	0.0
AI-Max-H (%)	346.1	18.6	0.5
AI-Min-H (%)	506.3	22.5	0.0
AI-Up-W (%)	35.6	6.0	0.7
AI-Down-W (%)	119.0	10.9	0.0
AI-Max-W (%)	53.8	7.3	1.1
AI-Min-W (%)	39.9	6.3	0.0
AI-Stance-Duration-FRONT (%)	57.4	7.6	2.1
AI-Up-P (%)	97.4	9.9	0.6
AI-Down-P (%)	202.4	14.2	0.0
AI-Max-P (%)	89.2	9.4	0.4
AI-Min-P (%)	90.0	9.5	0.1
AI-Stance-Duration-HIND (%)	11.1	3.3	0.0

Left rein circle results and right rein circle results are presented in Table 2. In both left and right rein circles, total variance was maximum for AI-Up-H (respectively 1448.2 and 2089.4), and minimum for AI-Stance-Duration-FRONT (respectively 18.1 and 36.7). As in a straight line, the total variance and SD were higher for head-related AIs. The SD varied in a similar range of values, respectively between 15.0% and 38.1% in left rein circle and between 13.5% and 45.7% in right rein circle for head-related AIs, and between 4.2% and 26.2% in left rein circle and between 6.3% and 31.3% in right rein circle for pelvis and withers-related AIs. AI-Down was systematically associated with a larger variance than the other AIs calculated for the Withers and the Pelvis.

Similar to the straight line, the variance attributable to the operator in circle was close to zero for most of the AIs and reached a maximum of 4.6% of the total variance for AI-Stance-Duration-HIND in left rein circle, and a maximum of 5.3% of the total variance for AI-Max-H in right rein circle.

Table 2: Total variance, total standard deviation and percentage of variance due to the operators (calculated out of the total) for four asymmetry indexes (AI -Up, -Down, -Max and -Min) calculated on the head (H), the withers (W) and the pelvis (P) for 48 repeated measurements (4 operators, 3 horses, 3 days) performed on right and left rein circle

AI	Left rein circle			Right rein circle		
	Total variance	Total standard deviation	Percentage of variance due to the operators (%)	Total variance	Total standard deviation	Percentage of variance due to the operators (%)
AI-Up-H (%)	1448.2	38.1	0.5	2089.4	45.7	4.2
AI-Down-H (%)	521.0	22.8	0.0	963.1	31.0	0.0
AI-Max-H (%)	224.2	15.0	0.5	182.6	13.5	5.3
AI-Min-H (%)	765.0	27.7	0.0	1314.9	36.3	2.8
AI-Up-W (%)	111.2	10.5	3.6	403.6	20.1	0.0
AI-Down-W (%)	179.6	13.4	0.0	513.7	22.7	1.2
AI-Max-W (%)	102.2	10.1	1.0	97.9	9.9	0.0
AI-Min-W (%)	69.0	8.3	0.0	548.8	23.4	0.0
AI-Stance-Duration-FRONT (%)	18.1	4.2	1.0	115.5	10.7	0.0
AI-Up-P (%)	254.4	15.9	0.0	981.6	31.3	0.0
AI-Down-P (%)	687.7	26.2	0.0	124.5	11.2	0.0
AI-Max-P (%)	174.7	13.2	0.0	226.5	15.0	0.0
AI-Min-P (%)	397.9	19.9	0.0	334.7	18.3	0.4
AI-Stance-Duration-HIND (%)	18.4	4.3	4.6	36.7	6.1	0.0

4. Discussion

The purpose of this study was to evaluate repeatability and reproducibility between operators of an IMU-based gait analysis system used to quantify asymmetry indexes in horses trotting in straight line and circles in the same circumstances than a standard locomotor clinical exam. In our study, the variance attributable to the operator was very low, which tends to validate our starting hypothesis: the asymmetry indexes are repeatable when one or several operators set up the sensors several times, when the horse trots on a hard surface, in a straight line or in a circle.

In this study, the variance attributable to the operators was slightly higher on a right rein circle, for head-related indexes (up to 5.3% of total variance). No obvious explanation can be attributed to this observation except than the effect of small misplacement of the sensors by the operator may be slightly higher on the circle than on the straight line.

As slight biological variations may be clinically relevant and many operators may be required to use the system, including those with little training, assessing reproducibility is essential

to enable comparison of results obtained at different time, by different operators. Our results show that on the 42 asymmetry indexes measured (14 in straight line, 14 in left hand circle and 14 in right hand circle), the variance attributable to the operator counted for less than 1% of the total variance in 81% of cases. For each exercise, the head-related indexes showed the highest SD (between 13.5% and 45.7%). On the contrary, the withers related variables showed the lowest SD (between 4.2% and 23.4%). The index AI-Down was associated with a larger variance than the other AIs for the withers and for the pelvis, indicating a lower reliability of this index.

Observed values for SD in straight line were close to the values calculated from a group of 49 sound horses with the same system (Macaire *et al.*, s. d.). SD values in a left and right rein circles were slightly higher. It has been shown that moving in circles induces a movement asymmetry which depends on speed and circle radius (Pfau *et al.*, 2012). In our experiment none of these factors were strictly controlled, knowing that we wanted to remain in the same conditions as the standard clinical examination. This could explain the increased SD in circle, with a higher level of freedom, enabling the horse to change his body direction and speed (Pfau *et al.*, 2012)(Hardeman *et al.*, 2019). It is also known that asymmetry on a circle is physiologically higher than in a straight line.

Total variance was higher for head related indexes than for the withers and pelvis, in a straight line and circles. Similar results have been found in previous experiments, in which head variability was higher than pelvis and wither variability (Sepulveda Caviedes *et al.*, 2018)(Hardeman *et al.*, 2019). This is probably due to a wider degree of freedom for the head, resulting in multiple head movements caused by external stimuli such as other horses passing by, or noises. These uncontrolled head movements during some of our experiments are likely to explain the increase in total variance for indexes related to the head. This result supports the use of a sensor on the withers, which presents a much lower variability when exploring frontlimb lamenesses. After adjustment of our statistical model on the level of expertise of the operator and on the rank of repetition, nothing indicates that one of them had a significant effect. Hence, no confounding could have been made between the level of expertise of the operator and the variability induced by the operators.

The area of the experiment was fixed in our study, and our hypotheses were tested only on a hard surface. A similar study should be done on a soft surface to extrapolate our findings. The reproducibility should also be studied in different places. Furthermore, asymmetry of the included horses has been considered steady during the three days of the experiment but it is obvious that the total variance measured depends not only on the measurement system but also on the inevitable biological variation of a locomotor asymmetry, whether physiological or pathological.

To date, no study had been conducted to measure the inter-operator reproducibility of IMU's to evaluate gait asymmetry in horses. Our study provides initial evidence that this type of system can be used by different operators, including novices, without major disruption to the measurements made.

Conclusion

Les outils permettant une évaluation objective des boiteries se sont diversifiés et améliorés depuis plusieurs années. Ils sont maintenant susceptibles d'être commercialisés pour équiper les vétérinaires sur le terrain. Ils sont le résultat d'une volonté d'objectivité nécessaire à l'évaluation efficace de l'examen locomoteur dans le cadre médical. Parmi eux, les systèmes utilisant des centrales de mesures inertielles sont probablement destinés à connaître une démocratisation rapide dans les années à venir, chez les vétérinaire praticiens notamment, mais également chez les personnes évoluant dans le monde de l'équitation.

La validation d'un nouveau système de mesure reposant sur la preuve de sa validité, répétabilité, et reproductibilité, il est crucial que ces caractéristiques soient correctement démontrées avant de faire confiance aux résultats qu'il fournit. A ce jour et en l'état actuel de nos connaissances, il est nécessaire de continuer à accumuler des données sur la répétabilité et la reproductibilité des systèmes utilisant des IMU. Le but de ce travail était donc d'évaluer la répétabilité et la reproductibilité inter-opérateur d'Equisym®, un système d'analyse de la locomotion équine, utilisant des IMU.

Les expériences menées à cet effet ont démontré que la part de variance intra et inter-opérateur lors de la mise en place du dispositif avant acquisition des données était très faible par rapport à la variance totale observée au cours de l'expérience (entre 0 et 5,3% de la variance totale quelle que soit la main considérée, inférieure à 1% pour 34 des 42 indices d'asymétrie calculés). Ainsi, la mise en place par l'opérateur avait un effet négligeable sur les résultats fournis par le système, montrant donc une bonne répétabilité et reproductibilité inter-opérateur.

Dans cette étude les expériences ont été menées uniquement au trot, afin de s'approcher au mieux du cadre d'un examen locomoteur classique, cependant il serait intéressant d'évaluer ces paramètres à d'autres allures afin d'évaluer l'asymétrie de la locomotion équine de manière plus complète.

Liste des références bibliographiques

- ARKELL, M., ARCHER, R.M., GUITIAN, F.J., *et al.* (2006) Evidence of bias affecting the interpretation of the results of local anaesthetic nerve blocks when assessing lameness in horses. *Veterinary Record* vol. 159, n° 11, p. 346-348. [<https://doi.org/10.1136/vr.159.11.346>]
- BARREY, E. (1999) Methods, Applications and Limitations of Gait Analysis in Horses. *The Veterinary Journal* vol. 157, n° 1, p. 7-22. [<https://doi.org/10.1053/tvj.1998.0297>]
- BELL, R.P., REED, S.K., SCHOONOVER, M.J., *et al.* (2016) Associations of force plate and body-mounted inertial sensor measurements for identification of hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research* vol. 77, n° 4, p. 337-345. [<https://doi.org/10.2460/ajvr.77.4.337>]
- BOSCH, S., SERRA BRAGANÇA, F., MARIN-PERIANU, M., *et al.* (2018) EquiMoves: A Wireless Networked Inertial Measurement System for Objective Examination of Horse Gait. *Sensors* vol. 18, n° 3, p. 850. [<https://doi.org/10.3390/s18030850>]
- BUCHNER, H.H.F., SAVELBERG, H.H.C.M., SCHAMHARDT, H.C., *et al.* (1994) Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses. *Veterinary Quarterly* vol. 16, n° sup2, p. 87-90. [<https://doi.org/10.1080/01652176.1994.9694509>]
- CHATEAU, H., ROBIN, D., SIMONELLI, T., *et al.* (2009) Design and validation of a dynamometric horseshoe for the measurement of three-dimensional ground reaction force on a moving horse. *Journal of Biomechanics* vol. 42, n° 3, p. 336-340. [<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.017>]
- CLAYTON, H.M. (2005) The force plate: established technology, new applications. *The Veterinary Journal* vol. 169, n° 1, p. 15-16. [<https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2004.10.003>]
- CRUZ, A.M., MANINCHEDDA, U.E., BURGER, D., *et al.* (2017) Repeatability of gait pattern variables measured by use of extremity-mounted inertial measurement units in nonlame horses during trotting. *American Journal of Veterinary Research* vol. 78, n° 9, p. 1011-1018. [<https://doi.org/10.2460/ajvr.78.9.1011>]
- D'ALCALA', E.R., VOERMAN, J.A., KONRATH, J.M., *et al.* (2021) Xsens DOT Wearable Sensor Platform White Paper p. 8.
- DARBANDI, H., SERRA BRAGANÇA, F., VAN DER ZWAAG, B.J., *et al.* (2021) Using Different Combinations of Body-Mounted IMU Sensors to Estimate Speed of Horses—A Machine Learning Approach. *Sensors* vol. 21, n° 3, p. 798. [<https://doi.org/10.3390/s21030798>]
- DESQUILBET, L. (2019) Guide pratique de validation statistique de méthodes de mesure : répétabilité, reproductibilité, et concordance p. 47.
- FREDRICKSON, I., DREVEMO, S. (1971) A New Method of Investigating Equine Locomotion. *Equine Veterinary Journal* vol. 3, n° 4, p. 137-140. [<https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1971.tb04456.x>]
- FULLER, C.J., BLADON, B.M., DRIVER, A.J., *et al.* (2006) The intra- and inter-assessor reliability of measurement of functional outcome by lameness scoring in horses. *The Veterinary Journal* vol. 171, n° 2, p. 281-286. [<https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2004.10.012>]
- HAMMARBERG, M., EGENVALL, A., PFAU, T., *et al.* (2016) Rater agreement of visual lameness assessment in horses during lungeing. *Equine Veterinary Journal* vol. 48, n° 1, p. 78-82. [<https://doi.org/10.1111/evj.12385>]
- HARDEMAN, A.M., EGENVALL, A., SERRA BRAGANÇA, F.M., *et al.* (2022) Movement asymmetries in horses presented for prepurchase or lameness examination. *Equine Veterinary Journal* vol. 54, n° 2, p. 334-346. [<https://doi.org/10.1111/evj.13453>]
- HARDEMAN, A.M., SERRA BRAGANÇA, F.M., SWAGEMAKERS, J.H., *et al.* (2019) Variation in gait parameters used for objective lameness assessment in sound horses at the trot on the

- straight line and the lunge. *Equine Veterinary Journal* vol. 51, n° 6, p. 831-839. [https://doi.org/10.1111/evj.13075]
- HATRISSE, C., MACAIRE, C., SAPONE, M., *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* vol. 22, n° 3, p. 703. [https://doi.org/10.3390/s22030703]
- HEEL, M.C.V., BARNEVELD, A., WEEREN, P.R., *et al.* (2004) Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: the effect of trimming. *Equine Veterinary Journal* vol. 36, n° 8, p. 778-782. [https://doi.org/10.2746/0425164044847993]
- International Vocabulary of Metrology—Basic and General Concepts and Associated Terms (2008). *Chemistry International -- Newsmagazine for IUPAC* vol. 30, n° 6, p. 21-22. [https://doi.org/10.1515/ci.2008.30.6.21]
- KAI, M., AOKI, O., HIRAGA, A., *et al.* (2000) Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses. *American Journal of Veterinary Research* vol. 61, n° 8, p. 979-985. [https://doi.org/10.2460/ajvr.2000.61.979]
- KEEGAN, K.G. (2007) Evidence-Based Lameness Detection and Quantification. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice* vol. 23, n° 2, p. 403-423. [https://doi.org/10.1016/j.cveq.2007.04.008]
- KEEGAN, K.G., DENT, E.V., WILSON, D.A., *et al.* (2010) Repeatability of subjective evaluation of lameness in horses: Repeatability of subjective evaluation of lameness in horses. *Equine Veterinary Journal* vol. 42, n° 2, p. 92-97. [https://doi.org/10.2746/042516409X479568]
- KEEGAN, K.G., KRAMER, J., YONEZAWA, Y., *et al.* (2011) Assessment of repeatability of a wireless, inertial sensor-based lameness evaluation system for horses. *American Journal of Veterinary Research* vol. 72, n° 9, p. 1156-1163. [https://doi.org/10.2460/ajvr.72.9.1156]
- KEEGAN, K.G., MACALLISTER, C.G., WILSON, D.A., *et al.* (2012) Comparison of an inertial sensor system with a stationary force plate for evaluation of horses with bilateral forelimb lameness. *American Journal of Veterinary Research* vol. 73, n° 3, p. 368-374. [https://doi.org/10.2460/ajvr.73.3.368]
- KEEGAN, K.G., WILSON, D.A., KRAMER, J., *et al.* (2013) Comparison of a body-mounted inertial sensor system-based method with subjective evaluation for detection of lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research* vol. 74, n° 1, p. 17-24. [https://doi.org/10.2460/ajvr.74.1.17]
- KEEGAN, K.G., YONEZAWA, Y., PAI, P.F., *et al.* (2004) Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research* vol. 65, n° 5, p. 665-670. [https://doi.org/10.2460/ajvr.2004.65.665]
- LACHIN, J.M. (2004) The role of measurement reliability in clinical trials. *Clinical Trials* vol. 1, n° 6, p. 553-566. [https://doi.org/10.1191/1740774504cn057oa]
- LOOMANS, J.B.A. (2008) The equine veterinarian: past, present and prospects of a profession. Utrecht, Multimedia Centrum Diergeneeskunde.
- MACAIRE, C., HANNE-POUJADE, S., DE AZEVEDO, E., *et al.* (2022) Movement asymmetry measured in sound horses trotting on a straight line (à paraître). *Equine Veterinary Journal*
- MARTIN, P., CHATEAU, H., POURCELOT, P., *et al.* (2014) Comparison Between Inertial Sensors and Motion Capture System to Quantify Flexion-Extension Motion in the Back of a Horse. *Equine Veterinary Journal* vol. 46, p. 43-43. [https://doi.org/10.1111/evj.12267_131]
- MCCRACKEN, M.J., KRAMER, J., KEEGAN, K.G., *et al.* (2012) Comparison of an inertial sensor system of lameness quantification with subjective lameness evaluation: Comparison of inertial system with subjective lameness evaluation. *Equine Veterinary Journal* vol. 44, n° 6, p. 652-656. [https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.2012.00571.x]
- MCGRAW, K.O., WONG, S.P. (1996) Forming Inferences About Some Intraclass Correlation Coefficients. *Psychological Methods* vol. 1, n° 1, p. 30-46.

- MITCHELL, J.S. (2012) Lameness and Performance Evaluation in Ambulatory Practice. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice* vol. 28, n° 1, p. 101-115. [https://doi.org/10.1016/j.cveq.2012.01.007]
- MÜLLER, R., BÜTTNER, P. (1994) A critical discussion of intraclass correlation coefficients. *Statistics in Medicine* vol. 13, n° 23-24, p. 2465-2476. [https://doi.org/10.1002/sim.4780132310]
- NIELSEN, T.D., DEAN, R.S., ROBINSON, N.J., *et al.* (2014) Survey of the UK veterinary profession: common species and conditions nominated by veterinarians in practice. *Veterinary Record* vol. 174, n° 13, p. 324-324. [https://doi.org/10.1136/vr.101745]
- OOSTERLINCK, M., PILLE, F., HUPPES, T., *et al.* (2010) Comparison of pressure plate and force plate gait kinetics in sound Warmbloods at walk and trot. *The Veterinary Journal* vol. 186, n° 3, p. 347-351. [https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2009.08.024]
- OOSTERLINCK, M., PILLE, F., SONNEVELD, D.C., *et al.* (2012) Contribution of dynamic calibration to the measurement accuracy of a pressure plate system throughout the stance phase in sound horses. *The Veterinary Journal* vol. 193, n° 2, p. 471-474. [https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2012.01.029]
- PATTON, N., ASLAM, T., MURRAY, G. (2006) Statistical strategies to assess reliability in ophthalmology. *Eye* vol. 20, n° 7, p. 749-754. [https://doi.org/10.1038/sj.eye.6702097]
- PFAU, T., STUBBS, N.C., KAISER, L.J., *et al.* (2012) Effect of trotting speed and circle radius on movement symmetry in horses during lunging on a soft surface. *American Journal of Veterinary Research* vol. 73, n° 12, p. 1890-1899. [https://doi.org/10.2460/ajvr.73.12.1890]
- PFAU, T., WITTE, T.H., WILSON, A.M. (2005) A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. *Journal of Experimental Biology* vol. 208, n° 13, p. 2503-2514. [https://doi.org/10.1242/jeb.01658]
- RHODIN, M., ROEPSTORFF, L., FRENCH, A., *et al.* (2016) Head and pelvic movement asymmetry during lungeing in horses with symmetrical movement on the straight. *Equine Veterinary Journal* vol. 48, n° 3, p. 315-320. [https://doi.org/10.1111/evj.12446]
- ROBERT-LACHAINE, X., MECHERI, H., LARUE, C., *et al.* (2017) Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing* vol. 55, n° 4, p. 609-619. [https://doi.org/10.1007/s11517-016-1537-2]
- ROLAND, E.S., HULL, M.L., STOVER, S.M. (2005) Design and demonstration of a dynamometric horseshoe for measuring ground reaction loads of horses during racing conditions. *Journal of Biomechanics* vol. 38, n° 10, p. 2102-2112. [https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.08.024]
- SAPONE, M., MARTIN, P., BEN MANSOUR, K., *et al.* (2020) Comparison of Trotting Stance Detection Methods from an Inertial Measurement Unit Mounted on the Horse's Limb. *Sensors* vol. 20, n° 10, p. 2983. [https://doi.org/10.3390/s20102983]
- SCHMUTZ, A., CHÈZE, L., JACQUES, J., *et al.* (2020) A Method to Estimate Horse Speed per Stride from One IMU with a Machine Learning Method. *Sensors* vol. 20, n° 2, p. 518. [https://doi.org/10.3390/s20020518]
- SEPULVEDA CAVIEDES, M.F., FORBES, B.S., PFAU, T. (2018) Repeatability of gait analysis measurements in Thoroughbreds in training. *Equine Veterinary Journal* vol. 50, n° 4, p. 513-518. [https://doi.org/10.1111/evj.12802]
- SERRA BRAGANÇA, F. M., BROOMÉ, S., RHODIN, M., *et al.* (2020) Improving gait classification in horses by using inertial measurement unit (IMU) generated data and machine learning. *Scientific Reports* vol. 10, n° 1, p. 17785. [https://doi.org/10.1038/s41598-020-73215-9]
- SERRA BRAGANÇA, Filipe M., HERNLUND, E., THOMSEN, M.H., *et al.* (2020) Adaptation strategies of horses with induced forelimb lameness walking on a treadmill. *Equine Veterinary Journal* vol. 53, n° 3, p. 600-611. [https://doi.org/10.1111/evj.13344]
- SERRA BRAGANÇA, F.M., RHODIN, M., VAN WEEREN, P.R. (2018) On the brink of daily clinical application of objective gait analysis: What evidence do we have so far from studies using

- an induced lameness model? *The Veterinary Journal* vol. 234, p. 11-23. [https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2018.01.006]
- SHROUT, P.E., FLEISS, J.L. (1979) Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin* vol. 86, n° 2, p. 420-428. [https://doi.org/10.1037//0033-2909.86.2.420]
- STARKE, S.D., MAY, S.A., PFAU, T. (2015) Understanding hind limb lameness signs in horses using simple rigid body mechanics. *Journal of Biomechanics* vol 48 p. 3323-3331. [http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.019]
- STEINKE, S.L., MONTGOMERY, J.B., BARDEN, J.M. (2021) Accelerometry-Based Step Count Validation for Horse Movement Analysis During Stall Confinement. *Frontiers in Veterinary Science* vol. 8, p. 681213. [https://doi.org/10.3389/fvets.2021.681213]
- TIJSSEN, M., HERNLUND, E., RHODIN, M., *et al.* (2020a) Automatic detection of break-over phase onset in horses using hoof-mounted inertial measurement unit sensors. *PLOS ONE* vol. 15, n° 5. [https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233649]
- TIJSSEN, M., HERNLUND, E., RHODIN, M., *et al.* (2020b) Automatic hoof-on and -off detection in horses using hoof-mounted inertial measurement unit sensors. *PLOS ONE* vol. 15, n° 6. [https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233266]
- WATSON, P.F., PETRIE, A. (2010) Method agreement analysis: A review of correct methodology. *Theriogenology* vol. 73, n° 9, p. 1167-1179. [https://doi.org/10.1016/j.theriogenology.2010.01.003]
- WEEREN, P.R., BOGERT, A.J., BARNEVELD, A., *et al.* (1990a) The role of the reciprocal apparatus in the hind limb of the horse investigated by a modified CODA-3 opto-electronic kinematic analysis system. *Equine Veterinary Journal* vol. 22, n° S9, p. 95-100. [https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1990.tb04744.x]
- WEEREN, P.R., BOGERT, A.J., BARNEVELD, A. (1990b) Quantification of skin displacement in the proximal parts of the limbs of the walking horse. *Equine Veterinary Journal* vol. 22, n° S9, p. 110-118. [https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1990.tb04746.x]
-

Annexe 1

PDF de l'article soumis à la revue Sensors le 30 Septembre 2022.

1 Article

2 Repeatability and inter-operator reproducibility of a wireless 3 sensors based system for quantifying horse's gait asymmetries

4 Iris Timmerman^{*1}, Claire Macaire^{1,2,3}, Sandrine Hanne-Poujade², Lélia Bertoni¹, Pauline Martin², Frédéric Marin³,
5 Henry Chateau¹

Citation: Lastname, F.; Lastname, F.;
Lastname, F. Title. *Sensors* **2022**, *22*,
x. <https://doi.org/10.3390/xxxxx>

Academic Editor: Firstname
Lastname

Received: date
Accepted: date
Published: date

Publisher's Note: MDPI stays
neutral with regard to jurisdictional
claims in published maps and
institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors.
Submitted for possible open access
publication under the terms and
conditions of the Creative Commons
Attribution (CC BY) license
(<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

¹ Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort, USC INRAE-ENVA 957 BPLC, CIRALE, Maisons-Alfort, France

² LIM France, Labcom LIM-ENVA, Nontron, France

³ Université de Technologie de Compiègne, UMR CNRS 7338 BioMécanique et BioIngénierie, Alliance
Sorbonne Université, Compiègne, France

* Correspondence: Iris Timmerman iris.timmerman@vet-alfort.fr

Abstract: Repeatability and reproducibility of any measuring system must be evaluated to assess possible limitations of use. The objective of this study was to establish the repeatability and the inter-operator reproducibility of a sensors based system for quantifying horse's locomotor asymmetries, EQUISYM®. Seven wireless IMUs were placed on the head, the withers, the pelvis, and the 4 cannon bones on three horses, by four different operators, four times on each horse, for three consecutive days, which led to a total of 48 repetitions randomly assigned. Data were collected and analysed to calculate total variance, standard deviation and the variance attributable to the operator on multiple symmetry variables. Maximal percentage of variance due to the operator (calculated out of the total variance) was 5.3% and was related to the sensor placed on the head. The results suggest a good reproducibility of gait analysis systems based on IMUs for different operators repositioning the system and repeating the same measurements at different time.

Keywords: horse; locomotion; gait analysis; repeatability, reproducibility; inertial measurements units

7 1. Introduction

8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26

Locomotor diseases associated with lameness is one of the most frequent disorder affecting horses. Hence, they represent the biggest part of working time and incomes of the equine veterinarians [1,2]. Even for the most experienced of them, the lameness evaluation remains subjective and the diagnosis complicated [3,4,5]. Subjectivity increases when the lameness is slight [6], and some bias in the evaluation make the repeatability of the visual examination questionable, like expectation of improvement after nerve block [7].

The will to move towards a more objective evaluation allowed the rise of several tools for gait analysis. Stationary force plate and Motion Capture are the most precise and accurate methods, but they cannot be used in current practice, in the field [8]. The needs of veterinary practitioners are about a portable, trustworthy, fast and easy tool to use on the field. Inertial Measurement Units (IMUs) appear then as the most suitable alternative [9].

Before using any new measurement system, its validity should be demonstrated. To do so, repeatability and reproducibility of the system, among other factors, must be assessed. Repeatability condition of measurement is defined as "condition of measurement, out of a set of conditions that includes the same measurement procedure, same operators, same measuring system, same operating conditions and same location, and replicate measurements on the same or similar objects over a short period of time" and reproducibility condition of measurement as "condition of measurement, out of a set

of conditions that includes different locations, operators, measuring systems, and replicate measurements on the same or similar objects" [10].

IMUs-based systems for quantifying lameness in horses have been assessed by showing the correlation or the concordance with Motion Capture systems used as a gold standard [11-15]. However few studies aimed to assay the repeatability of the measurements. For instance, Keegan and al. [16] studied an IMUs-based system repeatability in an uncontrolled environment on 236 horses. After instrumentation of each horse, they were trotted twice at five minutes' intervals in straight line, in various locations and surface conditions. Another study aimed to determine repeatability of gait variables such as the symmetry of several segments (metacarpal and metatarsal region, hind limb asymmetry...) and joint range of motion in the sagittal and coronal plane, during trotting under a controlled treadmill exercise [17]. In this study, ten non-lame horses were instrumented and then trotted three times a day, three days a week, over a three-week period. The repeatability was considered as high for most of the variables. A third study evaluated the influence of biological variations among time by trotting fourteen Thoroughbred horses in a straight line once a day for five consecutive days, and then once a week for five consecutive weeks while horses were in race training [18]. Daily and weekly repeatability was lesser than the previous study [17]. Mainly, horses were of varying training and movement asymmetry levels and it was not possible to dissociate the effects of the sensors placement from the biological variability. None of these studies have evaluated inter-operator reproducibility. To the best of our knowledge, it has not been studied yet.

In this context, the goal of our study was to focus on the effect of IMUs placement by different operators in order to assess reproducibility and to verify that the system can be used reliably regardless of the user's level of expertise in all conditions of the locomotor examination (straight line and circles).

The objective of our study was then to evaluate the repeatability and the inter-operator reproducibility of a gait analysis system, EQUISYM®, in a standardised environment, on a straight line and on circles, with different users. It was hypothesized that the variance attributed to the operator is negligible compared to the total variance.

2. Materials and Methods

2.1. Horses

Three trotters from the « Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines » (CIRALE) were included: a 13 years old gelding, a 14 years old mare and a 27 years old gelding. These three horses were not on any training beyond the experiment and no subjective gait change was noticed over the three days of experiment.

2.2. Instrumentation

Horses were equipped with EQUISYM®, composed of 7 wireless IMUs (tri-axial accelerometer $\pm 16 \times$ gravity, tri-axial gyroscope ± 2000 deg/s) placed on the head, the withers, the pelvis, and the 4 cannon bones (Figure 1). They recorded at 200 Hz during a minimum of 20 trot strides on straight line and circles.



Figure 1. Horse equipped with EQUISYM® system, composed by sensors placed on the head, the withers, the pelvis and the 4 cannon bones (indicated by red arrows).

74

75

76

77

78

79

80

81

82

83

84

85

86

87

88

89

90

91

92

93

94

95

96

97

98

99

100

101

102

103

104

105

2.3. Protocol

Facilities were composed of a straight line of 30 meters and a circle of 14 meters in diameter. Four different operators were selected: two of them had never placed the sensors before, whereas the other two operators were used to do it. A demonstration has been made for the operators who had never placed it before the experiment. Each operator placed the sensors four times on each horse for three consecutive days, which led to a total of 48 repetitions randomly assigned. To avoid the habituation effect, each operator waited at least one hour between two consecutive positioning. When the measurement system was placed, the horse was trotted on a hard surface, firstly in a straight line, then in a left rein circle and finally in a right rein circle. The protocol was intended to mimic the standardised conditions of a locomotor examination. The mean \pm standard deviation (SD) of the recorded strides was distributed as following: 29.5 \pm 5.5 strides on straight line, 32.1 \pm 9.5 on right rein circle, 36.5 \pm 9.4 on left rein circle.

The handler was the same person during the three days of experiment. Each horse was walked a few minutes before data acquisition, and performed maximum three successive repetitions in order to limit fatigue influence. Between two sessions of three repetitions, each horse had an hour break minimum.

2.4. Data processing

Data were analysed using custom-written Matlab2020a (The MathWorks, Natick, MA, USA scripts). Stance sequences were selected based on sequences of the cannon bones gyrosopic signal. Foot-on and foot-off were determined from cannon bones IMUs' signals thanks to the method developed by Hatrisse and al. [19]. The dorso-ventral acceleration signal was integrated twice to obtain displacement values, and high-pass filtered using a fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency set to 1 Hz. Vertical displacements of the head, withers and pelvis were segmented into strides. One stride was defined as the time between two consecutive foot-on of the left forelimb.

From the vertical displacement of the head (-H), withers (-W) and pelvis (-P) occurring along a stride, 4 variables were calculated for each sensor location. The following Asymmetry Indexes (AI), expressed as percentage of the maximal range of motion within a stride, were used to compare left vs right part of the stride [20]: AI-Min was the left-right difference of the lowest altitude point; AI-Max was the left-right difference of the highest altitude point, AI-up was the left-right difference of the upward range of motion during the propulsion phase, AI-down was the left-right difference of the downward range of motion during the damping phase, and AI-stance-duration was the left-right difference of the duration of the stance phase. Positive AI value indicated a weaker movement amplitude or a shorter stance phase duration (AI-stance-duration) during the right stance than during left stance, and negative AI value the opposite.

2.5. Statistical analysis

To evaluate the repeatability and the inter-operator reproducibility, for each AI presented above and each condition (i.e. straight line, left and right rein circle), the total variance, as well as the corresponding SD, and the variance attributable to the operator were calculated. To do this, a model of analysis of variance was computed with operators and horses as random effects [21]. As the rank of repetition and the experience of the operator could also be a source of variation, the model was adjusted on these two factors as fixed effects. The statistical analysis was performed with the R software 4.0.3.

3. Results

Straight line results are exposed in Table 1. In a straight line, the total variance was the highest for the index AI-Up-H (723.3) and the lowest for AI-Stance-Duration-HIND (11.1). Total variance and SD were higher for head-related AIs than for the withers or pelvis. The SD ranged between 18.6% and 26.9% for head-related AIs, and between 3.3% and 14.2% for pelvis and withers-related AIs. For all indexes, the percentage of variance attributable to the operator was close to 0, with a maximum value of 2.1% for AI-Stance-Duration-FRONT.

Table 1. Total variance, total standard deviation and percentage of variance due to the operators (calculated out of the total variance) for four asymmetry indexes (AI -Up, -Down, -Max and -Min) calculated on the head (H), the withers (W) and the pelvis (P) for 48 repeated measurements (4 operators, 3 horses, 3 days) performed on a straight line

AI	Total variance	Total standard deviation	Percentage of variance due to the operators (%)
AI-Up-H (%)	723.3	26.9	0.0
AI-Down-H (%)	683.0	26.1	0.0
AI-Max-H (%)	346.1	18.6	0.5
AI-Min-H (%)	506.3	22.5	0.0
AI-Up-W (%)	35.6	6.0	0.7

AI-Down-W (%)	119.0	10.9	0.0
AI-Max-W (%)	53.8	7.3	1.1
AI-Min-W (%)	39.9	6.3	0.0
AI-Stance-Duration-FRONT (%)	57.4	7.6	2.1
AI-Up-P (%)	97.4	9.9	0.6
AI-Down-P (%)	202.4	14.2	0.0
AI-Max-P (%)	89.2	9.4	0.4
AI-Min-P (%)	90.0	9.5	0.1
AI-Stance-Duration-HIND (%)	11.1	3.3	0.0

143

144

145

146

147

148

149

150

151

152

153

154

155

156

157

158

159

160

161

162

163

164

165

166

Left rein circle results and right rein circle results are presented in Table 2. In both left and right rein circles, total variance was maximum for AI-Up-H (respectively 1448.2 and 2089.4), and minimum for AI-Stance-Duration-FRONT (respectively 18.1 and 36.7). As in a straight line, the total variance and SD were higher for head-related AIs. The SD varied in a similar range of values, respectively between 15.0% and 38.1% in left rein circle and between 13.5% and 45.7% in right rein circle for head-related AIs, and between 4.2% and 26.2% in left rein circle and between 6.3% and 31.3% in right rein circle for pelvis and withers-related AIs. AI-Down was systematically associated with a larger variance than the other AIs calculated for the Withers and the Pelvis.

Similar to the straight line, the variance attributable to the operator in circle was close to zero for most of the AIs and reached a maximum of 4.6% of the total variance for AI-Stance-Duration-HIND in left rein circle, and a maximum of 5.3% of the total variance for AI-Max-H in right rein circle.

Table 2. Total variance, total standard deviation and percentage of variance due to the operators (calculated out of the total) for four asymmetry indexes (AI -Up, -Down, -Max and -Min) calculated on the head (H), the withers (W) and the pelvis (P) for 48 repeated measurements (4 operators, 3 horses, 3 days) performed on right and left rein circle

AI	Left rein circle			Right rein circle		
	Total variance	Total standard deviation	Percentage of variance due to the operators (%)	Total variance	Total standard deviation	Percentage of variance due to the operators (%)
AI-Up-H (%)	1448.2	38.1	0.5	2089.4	45.7	4.2
AI-Down-H (%)	521.0	22.8	0.0	963.1	31.0	0.0
AI-Max-H (%)	224.2	15.0	0.5	182.6	13.5	5.3
AI-Min-H (%)	765.0	27.7	0.0	1314.9	36.3	2.8
AI-Up-W (%)	111.2	10.5	3.6	403.6	20.1	0.0
AI-Down-W (%)	179.6	13.4	0.0	513.7	22.7	1.2
AI-Max-W (%)	102.2	10.1	1.0	97.9	9.9	0.0
AI-Min-W (%)	69.0	8.3	0.0	548.8	23.4	0.0
AI-Stance-Duration-FRONT (%)	18.1	4.2	1.0	115.5	10.7	0.0

AI-Up-P (%)	254.4	15.9	0.0	981.6	31.3	0.0
AI-Down-P (%)	687.7	26.2	0.0	124.5	11.2	0.0
AI-Max-P (%)	174.7	13.2	0.0	226.5	15.0	0.0
AI-Min-P (%)	397.9	19.9	0.0	334.7	18.3	0.4
AI-Stance-Duration-HIND (%)	18.4	4.3	4.6	36.7	6.1	0.0

167
168

169
170

4. Discussion

171
172
173
174
175
176
177

The purpose of this study was to evaluate repeatability and reproducibility between operators of an IMU-based gait analysis system used to quantify asymmetry indexes in horses trotting in straight line and circles in the same circumstances than a standard locomotor clinical exam. In our study, the variance attributable to the operator was very low, which tends to validate our starting hypothesis: the asymmetry indexes are repeatable when one or several operators set up the sensors several times, when the horse trots on a hard surface, in a straight line or in a circle.

178
179
180
181

In this study, the variance attributable to the operators was slightly higher on a right rein circle, for head-related indexes (up to 5.3% of total variance). No obvious explanation can be attributed to this observation except than the effect of small misplacement of the sensors by the operator may be slightly higher on the circle than on the straight line.

182
183
184
185
186
187
188
189
190
191

As slight biological variations may be clinically relevant and many operators may be required to use the system, including those with little training, assessing reproducibility is essential to enable comparison of results obtained at different time, by different operators. Our results show that on the 42 asymmetry indexes measured (14 in straight line, 14 in left hand circle and 14 in right hand circle), the variance attributable to the operator counted for less than 1% of the total variance in 81% of cases. For each exercise, the head-related indexes showed the highest SD (between 13.5% and 45.7%). On the contrary, the withers related variables showed the lowest SD (between 4.2% and 23.4%). The index AI-Down was associated with a larger variance than the other AIs for the withers and for the pelvis, indicating a lower reliability of this index.

192
193
194
195
196
197
198
199
200
201

Observed values for SD in straight line were close to the values calculated from a group of 49 sound horses with the same system [20]. SD values in a left and right rein circles were slightly higher. It has been shown that moving in circles induces a movement asymmetry which depends on speed and circle radius [22]. In our experiment none of these factors were strictly controlled, knowing that we wanted to remain in the same conditions as the standard clinical examination. This could explain the increased SD in circle, with a higher level of freedom, enabling the horse to change his body direction and speed [22,23]. It is also known that asymmetry on a circle is physiologically higher than in a straight line.

202
203
204
205
206
207
208
209
210
211

Total variance was higher for head related indexes than for the withers and pelvis, in a straight line and circles. Similar results have been found in previous experiments, in which head variability was higher than pelvis and wither variability [18,23]. This is probably due to a wider degree of freedom for the head, resulting in multiple head movements caused by external stimuli such as other horses passing by, or noises. These uncontrolled head movements during some of our experiments are likely to explain the increase in total variance for indexes related to the head. This result supports the use of a sensor on the withers, which presents a much lower variability when exploring frontlimb lamenesses. After adjustment of our statistical model on the level of expertise of the operator and on the rank of repetition, nothing indicates that one of them had a significant

212 effect. Hence, no confounding could have been made between the level of expertise of the
213 operator and the variability induced by the operators.

214 The area of the experiment was fixed in our study, and our hypotheses were tested
215 only on a hard surface. A similar study should be done on a soft surface to extrapolate our
216 findings. The reproducibility should also be studied in different places. Furthermore,
217 asymmetry of the included horses has been considered steady during the three days of the
218 experiment but it is obvious that the total variance measured depends not only on the
219 measurement system but also on the inevitable biological variation of a locomotor
220 asymmetry, whether physiological or pathological.

221 To date, no study had been conducted to measure the inter-operator reproducibility
222 of IMU's to evaluate gait asymmetry in horses. Our study provides initial evidence that
223 this type of system can be used by different operators, including novices, without major
224 disruption to the measurements made.
225

226 5. Patents

227

228 **Author Contributions:** Conceptualization, I.T., C.M., S.H.-P. and H.C.; methodology, I.T., C.M.,
229 S.H.-P. and H.C.; software, C.M. and S.H.-P.; validation, L.B., P.M. and F.M.; formal analysis, S.H.-
230 P.; investigation, I.T., C.M.; resources, L.B.; data curation, I.T., C.M.; writing—original draft
231 preparation, I.T.; writing—review and editing, C.M., S.H.-P. and H.C.; supervision, S.H.-P., H.C.,
232 P.M. and F.M.; project administration, H.C.; funding acquisition, H.C., P.M. All authors have read
233 and agreed to the published version of the manuscript.

234 **Funding:** The authors thank the Agence Nationale de la Recherche for the funding of the LabCom
235 “CWD-Vetlab” (Contract ANR 16-LCV2-0002-01) and the European Union (FEDER) and the Region
236 Normandie for funding of the project “EquiSym” (Contract 20E01636).

237 **Institutional Review Board Statement:** The animal study protocol was approved by the Ethics
238 Committee of COMITE D'ETHIQUE EN RECHERCHE CLINIQUE - ComERC (n°2022-01-19).

239 **Data Availability Statement:** The data that support the findings of this study are available from the
240 corresponding author upon reasonable request.

241 **Acknowledgments:** The authors thank the Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections
242 Locomotrices Equines (CIRALE).

243 **Conflicts of Interest:** The project was supported by the Agence Nationale de la Recherche (ANR)
244 which sponsors collaborative project between a company (LIM France) and the Ecole Nationale
245 Vétérinaire d'Alfort (ENVA)). LIM France owns and markets the EQUISYMND brand.

246 References

247

- 248 1. Loomans, J.B.A. *The Equine Veterinarian: Past, Present and Prospects of a Profession*; s.n.: S.I., 2008; ISBN 978-90-393-4927-4.
- 249 2. Nielsen, T.D.; Dean, R.S.; Robinson, N.J.; Massey, A.; Brennan, M.L. Survey of the UK Veterinary Profession: Common
250 Species and Conditions Nominated by Veterinarians in Practice. *Veterinary Record* **2014**, *174*, 324–324, doi:[10.1136/vr.101745](https://doi.org/10.1136/vr.101745).
- 251 3. Fuller, C.J.; Bladon, B.M.; Driver, A.J.; Barr, A.R.S. The Intra- and Inter-Assessor Reliability of Measurement of Functional
252 Outcome by Lameness Scoring in Horses. *The Veterinary Journal* **2006**, *171*, 281–286, doi:[10.1016/j.tvjl.2004.10.012](https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2004.10.012).
- 253 4. Mitchell, J.S. Lameness and Performance Evaluation in Ambulatory Practice. *Veterinary Clinics of North America: Equine
254 Practice* **2012**, *28*, 101–115, doi:[10.1016/j.cveq.2012.01.007](https://doi.org/10.1016/j.cveq.2012.01.007).
- 255 5. Hammarberg, M.; Egenvall, A.; Pfau, T.; Rhodin, M. Rater Agreement of Visual Lameness Assessment in Horses during
256 Lungeing. *Equine Vet J* **2016**, *48*, 78–82, doi:[10.1111/evj.12385](https://doi.org/10.1111/evj.12385).
- 257 6. Keegan, K.G.; Dent, E.V.; Wilson, D.A.; Janicek, J.; Kramer, J.; Lacarrubba, A.; Walsh, D.M.; Cassells, M.W.; Esther, T.M.;
258 Schiltz, P.; et al. Repeatability of Subjective Evaluation of Lameness in Horses: Repeatability of Subjective Evaluation of
259 Lameness in Horses. *Equine Veterinary Journal* **2010**, *42*, 92–97, doi:[10.2746/042516409X479568](https://doi.org/10.2746/042516409X479568).
- 260 7. Arkell, M.; Archer, R.M.; Guitian, F.J.; May, S.A. Evidence of Bias Affecting the Interpretation of the Results of Local
261 Anaesthetic Nerve Blocks When Assessing Lameness in Horses. *Veterinary Record* **2006**, *159*, 346–348,
262 doi:[10.1136/vr.159.11.346](https://doi.org/10.1136/vr.159.11.346).

- 263 8. Serra Bragança, F.M.; Rhodin, M.; van Weeren, P.R. On the Brink of Daily Clinical Application of Objective Gait Analysis:
264 What Evidence Do We Have so Far from Studies Using an Induced Lameness Model? *The Veterinary Journal* **2018**, *234*, 11–
265 23, doi:[10.1016/j.tvjl.2018.01.006](https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2018.01.006).
- 266 9. McCracken, M.J.; Kramer, J.; Keegan, K.G.; Lopes, M.; Wilson, D.A.; Reed, S.K.; LaCarrubba, A.; Rasch, M. Comparison of
267 an Inertial Sensor System of Lameness Quantification with Subjective Lameness Evaluation: Comparison of Inertial System
268 with Subjective Lameness Evaluation. *Equine Vet J* **2012**, *44*, 652–656, doi:[10.1111/j.2042-3306.2012.00571.x](https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.2012.00571.x).
- 269 10. International Vocabulary of Metrology—Basic and General Concepts and Associated Terms. *Chemistry International --*
270 *Newsmagazine for IUPAC* **2008**, *30*, 21–22, doi:[10.1515/ci.2008.30.6.21](https://doi.org/10.1515/ci.2008.30.6.21).
- 271 11. Keegan, K.G.; Yonezawa, Y.; Pai, P.F.; Wilson, D.A.; Kramer, J. Evaluation of a Sensor-Based System of Motion Analysis for
272 Detection and Quantification of Forelimb and Hind Limb Lameness in Horses. *American Journal of Veterinary Research* **2004**,
273 *65*, 665–670, doi:[10.2460/ajvr.2004.65.665](https://doi.org/10.2460/ajvr.2004.65.665).
- 274 12. Pfau, T.; Witte, T.H.; Wilson, A.M. A Method for Deriving Displacement Data during Cyclical Movement Using an Inertial
275 Sensor. *Journal of Experimental Biology* **2005**, *208*, 2503–2514, doi:[10.1242/jeb.01658](https://doi.org/10.1242/jeb.01658).
- 276 13. Martin, P.; Chateau, H.; Pourcelot, P.; Duray, L.; Cheze, L. Comparison Between Inertial Sensors and Motion Capture System
277 to Quantify Flexion-Extension Motion in the Back of a Horse. *Equine Vet J* **2014**, *46*, 43–43, doi:[10.1111/evj.12267](https://doi.org/10.1111/evj.12267) 131.
- 278 14. Bosch, S.; Serra Bragança, F.; Marin-Perianu, M.; Marin-Perianu, R.; van der Zwaag, B.; Voskamp, J.; Back, W.; van Weeren,
279 R.; Havinga, P. EquiMoves: A Wireless Networked Inertial Measurement System for Objective Examination of Horse Gait.
280 *Sensors* **2018**, *18*, 850, doi:[10.3390/s18030850](https://doi.org/10.3390/s18030850).
- 281 15. Sapone, M.; Martin, P.; Ben Mansour, K.; Château, H.; Marin, F. Comparison of Trotting Stance Detection Methods from an
282 Inertial Measurement Unit Mounted on the Horse's Limb. *Sensors* **2020**, *20*, 2983, doi:[10.3390/s20102983](https://doi.org/10.3390/s20102983).
- 283 16. Keegan, K.G.; Kramer, J.; Yonezawa, Y.; Maki, H.; Pai, P.F.; Dent, E.V.; Kellerman, T.E.; Wilson, D.A.; Reed, S.K. Assessment
284 of Repeatability of a Wireless, Inertial Sensor-Based Lameness Evaluation System for Horses. *American Journal of Veterinary*
285 *Research* **2011**, *72*, 1156–1163, doi:[10.2460/ajvr.72.9.1156](https://doi.org/10.2460/ajvr.72.9.1156).
- 286 17. Cruz, A.M.; Maninchedda, U.E.; Burger, D.; Wanda, S.; Vidondo, B. Repeatability of Gait Pattern Variables Measured by
287 Use of Extremity-Mounted Inertial Measurement Units in Nonlame Horses during Trotting. *American Journal of Veterinary*
288 *Research* **2017**, *78*, 1011–1018, doi:[10.2460/ajvr.78.9.1011](https://doi.org/10.2460/ajvr.78.9.1011).
- 289 18. Sepulveda Caviedes, M.F.; Forbes, B.S.; Pfau, T. Repeatability of Gait Analysis Measurements in Thoroughbreds in Training.
290 *Equine Vet J* **2018**, *50*, 513–518, doi:[10.1111/evj.12802](https://doi.org/10.1111/evj.12802).
- 291 19. Hatrisse, C.; Macaire, C.; Sapone, M.; Hebert, C.; Hanne-Poujade, S.; De Azevedo, E.; Marin, F.; Martin, P.; Chateau, H.
292 Stance Phase Detection by Inertial Measurement Unit Placed on the Metacarpus of Horses Trotting on Hard and Soft Straight
293 Lines and Circles. *Sensors* **2022**, *22*, 703, doi:[10.3390/s22030703](https://doi.org/10.3390/s22030703).
- 294 20. Macaire, C.; Hanne-Poujade, S.; De, E.; Hatrisse, C.; Hébert, C.; Marin, F.; Chateau, H. Movement Asymmetry Measured in
295 Sound Horses Trotting on a Straight Line. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* **2022**, submitted
- 296 21. Shrout, P. E.; Fleiss, J. L. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin* **1979**, *86*, 420–
297 428, doi:[10.1037/0033-2909.86.2.420](https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420)
- 298 22. Pfau, T.; Stubbs, N.C.; Kaiser, L.J.; Brown, L.E.A.; Clayton, H.M. Effect of Trotting Speed and Circle Radius on Movement
299 Symmetry in Horses during Lunging on a Soft Surface. *American Journal of Veterinary Research* **2012**, *73*, 1890–1899,
300 doi:[10.2460/ajvr.73.12.1890](https://doi.org/10.2460/ajvr.73.12.1890).
- 301 23. Hardeman, A.M.; Serra Bragança, F.M.; Swagemakers, J.H.; Weeren, P.R.; Roepstorff, L. Variation in Gait Parameters Used
302 for Objective Lameness Assessment in Sound Horses at the Trot on the Straight Line and the Lunge. *Equine Vet J* **2019**, *51*,
303 831–839, doi:[10.1111/evj.13075](https://doi.org/10.1111/evj.13075).
- 304
- 305

ÉTUDE DE LA QUALITÉ MÉTROLOGIQUE (REPRODUCTIBILITÉ INTER-OPÉRATEURS) D'UN SYSTÈME DE QUANTIFICATION DES ASYMÉTRIES LOCOMOTRICES CHEZ LE CHEVAL (EQUISYM®)

AUTEUR : Iris TIMMERMAN

RÉSUMÉ :

L'examen locomoteur est un indispensable à une évaluation correcte des boiteries chez le cheval. La très grande majorité de ces examens est réalisée selon une succession d'étapes codifiées et interprétée subjectivement par le vétérinaire grâce à son évaluation visuelle du cheval dans différentes circonstances de sa locomotion. Depuis quelques dizaines d'années des méthodes plus objectives voient le jour dans ce domaine. De nombreuses techniques ont ainsi été développées afin d'aider les vétérinaires équins dans leur démarche diagnostique. Parmi celles-ci les systèmes de quantification de boiterie basées sur des unités de mesures inertielles présentent les avantages d'être assez faciles d'utilisation, pratiques, accessibles et adaptables pour être utilisées sur le terrain.

Tout système de mesure se doit d'être validé avant de pouvoir être utilisé avec confiance. Cela implique notamment d'évaluer la répétabilité et la reproductibilité de ce système de mesure. Dans le domaine de la locomotion équine, le niveau de preuve sur la répétabilité et la reproductibilité des unités de mesures inertielles est perfectible.

L'objectif de ce travail était donc d'évaluer la répétabilité et la reproductibilité inter-opérateur d'un système de quantification des boiteries, Equisym®, en l'étudiant au cours d'une expérience impliquant la répétition de mesures sur 3 chevaux, par 4 opérateurs différents, pendant 3 jours. Les résultats fournis ont été traité statistiquement afin d'en déduire la variabilité des mesures imputable aux opérateurs lors de l'utilisation du système.

Les résultats de notre étude montrent que les opérateurs ne sont finalement pas un facteur prépondérant dans la variabilité des mesures, la variance qui leur est attribuée étant négligeable par rapport à la variance totale des mesures (moins de 5,3% de la variance totale quelle que soit la main considérée, inférieure à 1% pour 34 des 42 indices d'asymétrie calculés). La reproductibilité inter-opérateur du système a ainsi été évaluée expérimentalement et semble être adaptée à l'utilisation souhaitée.

MOTS CLÉS :

CHEVAL, LOCOMOTION, BOITERIES, REPETABILITE, REPRODUCTIBILITE, IMU

JURY :

Président : Pr Loïc DESQUILBET

Directeur de thèse : Pr Henry CHATEAU

Examineur : Dr Lélia BERTONI

Invitées : Mme Sandrine HANNE-POUJADE, Mme Claire MACAIRE

STUDY OF THE METROLOGICAL QUALITY OF A LOCOMOTOR ASYMMETRY QUANTIFICATION SYSTEM ON THE HORSE (EQUISYM®)

AUTHOR: Iris TIMMERMAN

SUMMARY:

The locomotor examination is an essential part of the correct assessment of lameness in the horse. The vast majority of these examinations are carried out according to a succession of codified steps and interpreted subjectively by the veterinarian thanks to his visual evaluation of the horse in different circumstances of its locomotion. In recent decades, more objective methods have been developed in this field. Numerous techniques have been developed to help equine veterinarians in their diagnostic process. Amongst these, lameness quantification systems based on inertial measurement units (IMU) have the advantages of being easy to use, practical, accessible and adaptable for use in the field.

Any measurement system needs to be validated before it can be used with confidence. This includes assessing the repeatability and reproducibility of the measurements. In the field of equine locomotion, the level of evidence on the repeatability and reproducibility of IMU-based lameness quantification systems is perfectible.

The objective of this work was therefore to evaluate the repeatability and inter-operator reproducibility of a lameness quantification system, Equisym®, by studying it in an experiment involving the repetition of measurements on 3 horses, by 4 different operators, over 3 days. The results provided were statistically processed to deduce the variability of the measurements attributable to the operators when using the system.

The results of our study show that the operators are not a major factor in the variability of the measurements, the variance attributed to them being negligible compared to the total variance of the measurements (less than 5.3% of the total variance whatever the exercise considered and less than 1% for 34 of the 42 asymmetry indices calculated). The inter-operator reproducibility of the system was thus evaluated experimentally and seems to be adapted to the desired use.

KEYWORDS:

HORSE, LOCOMOTION, LAMENESS, REPEATABILITY, REPRODUCIBILITY, IMU

JURY:

Chairperson: Pr Loïc DESQUILBET

Thesis Director: Pr Henry CHATEAU

Reviewer: Dr Lélia BERTONI

Guest: Mme Sandrine HANNE-POUJADE, Mme Claire MACAIRE