



44^{ème} Journée de la Recherche Équine
Jeudi 15 mars 2018

Développement d'un système embarqué pour l'analyse de l'effet du cavalier sur la biomécanique du cheval monté et son application à la création d'une selle connectée.

P. Martin¹, H. Chateau², L. Chèze³

¹ Dr Pauline Martin, CWD-VetLab, Chemin Fontaine de Fanny 24300 NONTRON

² Pr Henry Chateau, CWD-VetLab, ENVA, USC 957 BPLC, 94704 MAISONS-ALFORT

³ Pr Laurence Chèze, Université Claude Bernard Lyon 1, LBMC, 69675 BRON

Résumé

Le projet Saddle In Motion avait pour objectif d'améliorer les connaissances sur la biomécanique du cheval monté grâce au développement d'un système d'analyse embarqué. Un des premiers axes de travail était de mieux comprendre l'effet global du cavalier en comparant le trot monté et non monté et l'effet de la position du cavalier au cours du trot enlevé sur la biomécanique globale du cheval. Le déploiement de ce système embarqué (synchronisant centrales inertielle, tapis capteur de pression, capteur de force d'étrier et cinématique par marqueurs réfléchissants 2D) a permis de montrer qu'une augmentation de la pression sur le dos du cheval et la présence du cavalier entraîne une diminution de la mobilité du dos du cheval dans les régions thoracique et thoracolombaire. De plus, la cinématique du dos du cheval est dépendante de la position du cavalier. Les données récoltées propre à la biomécanique du cheval ont conduit à la création d'une selle connectée, la iJump avec pour objectif une nouvelle approche de la pratique de l'équitation et le suivi de la carrière sportive du cheval.

Mots clés : biomécanique, système embarqué, selle connectée.

Summary

The aim of the Saddle In Motion project was to improve knowledge of the biomechanics of the ridden horse through the development of an on-board system. One of the first axis of work was to better understand the global effect of the rider by comparing the ridden and unriden trot were compared. The effect of the rider's position during rising trot was also studied. The use of this on-board system (Inertial Measurement Units, pressure mat, stirrup force sensors and kinematics) allowed to demonstrate that an increase of the pressure due to the rider on the horse's back results in decreased mobility of the thoracic and thoraco-lumbar region of the back.

The collected data specific to the biomechanics of the horse led to the creation of a smart saddle: the iJump. This saddle gives a new approach to the practice of riding and the monitoring of the horse's sporting career.

Key-words: biomechanics, on-board system, smart saddle.



Introduction

La simple observation visuelle d'un cheval monté comparé à un cheval en liberté montre un changement d'attitude et de locomotion induite par la présence du cavalier. De plus, la selle et le cavalier font partie des nombreux facteurs pouvant influencer l'apparition de douleurs dorsales chez le cheval et diminuer sa performance. Malgré tout, peu d'études portent sur l'interaction cavalier, selle et cheval et aucune ne s'intéresse à la région soutenant la selle, le rachis thoracique. Le premier objectif du projet Saddle In Motion était de comparer le trot en main et monté afin d'évaluer l'effet du cavalier sur les mouvements de flexion-extension du rachis équin incluant la partie thoracique sous la selle lors du trot.

De plus, le couple cavalier-cheval est un système dynamique et le cavalier ne peut être considéré comme un poids inerte. Ses mouvements, particulièrement lors du trot enlevé, vont affecter la charge transmise au dos du cheval. Notre second objectif était d'analyser l'effet de la position du cavalier au trot enlevé sur la distribution des pressions, les mouvements du rachis, les forces exercées sur les étriers et la locomotion du cheval.

La diversité des données analysées avait pour objectif une meilleure compréhension du couple cavalier-cheval et de leurs interactions. Ces informations récoltées dans le cadre du projet de recherche Saddle In Motion ont aussi été la base d'un développement produit destiné au cavalier. La rigueur, la précision et la qualité des informations issues de cette recherche ont permis de développer la première selle connectée, la iJump, permettant d'aller plus loin dans l'entraînement et la gestion de la carrière sportive de son cheval.

1 Matériels & Méthodes

1.1 Chevaux et cavalier

Trois chevaux (7-12 ans, 1,68-1,75 m) de l'Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) sans signes cliniques de problèmes dorsalgiques ou de boiteries ont été exploités. Ils étaient équipés avec une couverture élastique permettant la mise en place des centrales inertielles (Figure I). Un cavalier expert (70 Kg) de l'Ecole Nationale d'Equitation montait les chevaux avec une selle 2Gs (CWD). La selle était la même et adaptée pour tous les chevaux. L'étude fut approuvée par le comité d'éthique Anses/ENVA/UPEC avec le numéro 15-042.

1.2 Matériels

Cinq centrales inertielles (HIKOB Fox) ont été synchronisées via un transmetteur sans fil. Ces centrales étaient attachées à une batterie commune. Chaque centrale contenait un accéléromètre tri-axe (+/- 8g), un gyroscope tri-axe (+/- 2000°/s) et un magnétomètre tri-axe (+/- 8,1 Gauss). Elles étaient positionnées sur les chevaux avec des mousses sur mesure au niveau des vertèbres T6, T12, T16, L2 et L5 (identifiées par palpation des processus épineux). Ces positions permettent de calculer 4 angles : T6-T12, T12-T16, T16-L2, L2-L5 (Figure I). Les centrales inertielles enregistraient à une fréquence de 100Hz.

Deux caméras (IDS GmbH) avec une résolution de 1280x550 pixels filmaient un champ de 15 mètres de long et cinq mètres de haut permettant l'enregistrement de cinq ou six foulées successives de trot. Un logiciel développé en interne enregistrait de façon synchronisée les deux vidéos à une fréquence de 75 images par secondes. La conversion pixel/centimètres était réalisée par une structure rigide de deux marqueurs portée sur la croupe.

La distribution de pression entre la selle et le dos du cheval était mesurée par un tapis capteur de pression (Novel) consistant en deux parties avec 128 capteurs (9,375cm²) sur la partie gauche et droite du dos du cheval. La fréquence d'enregistrement était de 75Hz. Le tapis était calibré par une structure de calibration avant chaque mesure entre 2-200 kPa. La dérive des mesures a été testée comme décrit par De Cocq *et al.* (2006) et était bonne ou excellente. Le tapis était remis à zéro avant chaque essai.

Les forces exercées sur les étriers étaient mesurées en utilisant un capteur de force. Deux capteurs de tension/compression (Futek) étaient placés entre les étrivières et l'étrier. Ils étaient ensuite connectés à un hub sans fil (convertisseur analogique-digital et data logger, Microstrain). La fréquence d'échantillonnage était de 128Hz.

Synchronisation – Le début de l'enregistrement était donné par le logiciel Pliance du tapis capteur de pression grâce à une communication Bluetooth entre l'ordinateur et le boîtier d'acquisition sur le cheval. Un boîtier de synchronisation a été ajouté au système pour envoyer un signal aux centrales inertielles et au convertisseur. Une LED contrôlée à distance était connectée à un relais électronique et pluggée sur une voie du convertisseur afin de synchroniser les caméras 2D avec les autres matériels.



1.3 Protocole de mesure

Toutes les mesures ont été réalisées dans un manège de l'ENE et commençaient par une mesure statique de 45s. Chaque cheval était trotté en main, et au trot enlevé au trot enlevé sur une ligne droite à une vitesse moyenne de (3,8m/s). Le même nombre d'essai (six par cheval et par condition (monté/non-monté)) était enregistré. Le cavalier trottait sur le diagonal droit.

1.4 Analyse des données

Détection des foulées- Toutes les données ont été exportées dans Matlab. Chaque foulée a été déterminée, le début de chaque foulée était défini comme le moment où le pied de l'antérieur droit rentrait en contact avec le sol. La détection des temps de contact et des phases de soutien était basée sur la vitesse horizontale du marqueur sur le pied (Peham *et al.*, 1999). Les données étaient normalisées en pourcentage de foulée. La vitesse du cheval était mesurée en utilisant la trajectoire du centre de gravité.

Centre de gravité- La trajectoire du centre de gravité (CG) du cheval et du cavalier a été calculée à partir des barycentres de chaque CG de chaque segment anatomique déterminés en utilisant une méthode de régression. Les segments anatomiques et les coefficients de poids utilisés pour les chevaux étaient issus de l'étude de Sprigings (Sprigings *et al.*, 1986) et de l'étude de Leva (De Leva, 1996) pour le cavalier. L'amplitude verticale du CG cavalier, cheval et la différence entre les deux était calculée.

Angles du métacarpe et du métatarse – L'angle entre le métacarpe (respectivement tarse) et la verticale était calculé. Les protraction et rétraction maximales du membre étaient définies respectivement comme l'angle entre le métacarpe/tarse et la verticale au début et la fin du poser du pied. Le minimum, maximum et l'amplitude de chaque angle étaient analysés.

Cinématique de la colonne vertébrale – L'angle de flexion-extension entre deux centrales successives était obtenue par l'intégration de la vitesse angulaire à partir du gyroscope (Martin *et al.*, 2014). Pour chaque angle et chaque foulée de trot, deux minima, deux maxima, et deux amplitudes correspondant aux deux phases de trot étaient recherchées.

Pression- La distribution des pressions était analysée pour le tapis complet et était subdivisée transversalement en trois parties (crâniale, intermédiaire, caudale). La partie crâniale était approximativement comprise entre T6-T12, la partie intermédiaire entre T12-T16 et la partie caudale entre T16 et L3 (Figure I). Pour chaque partie et pour le tapis entier, l'aire de contact et la pression moyenne étaient calculées à chaque instant et la foulée normalisée. L'aire de contact était définie comme l'aire des capteurs soumis à une pression supérieure à 2 kPa.

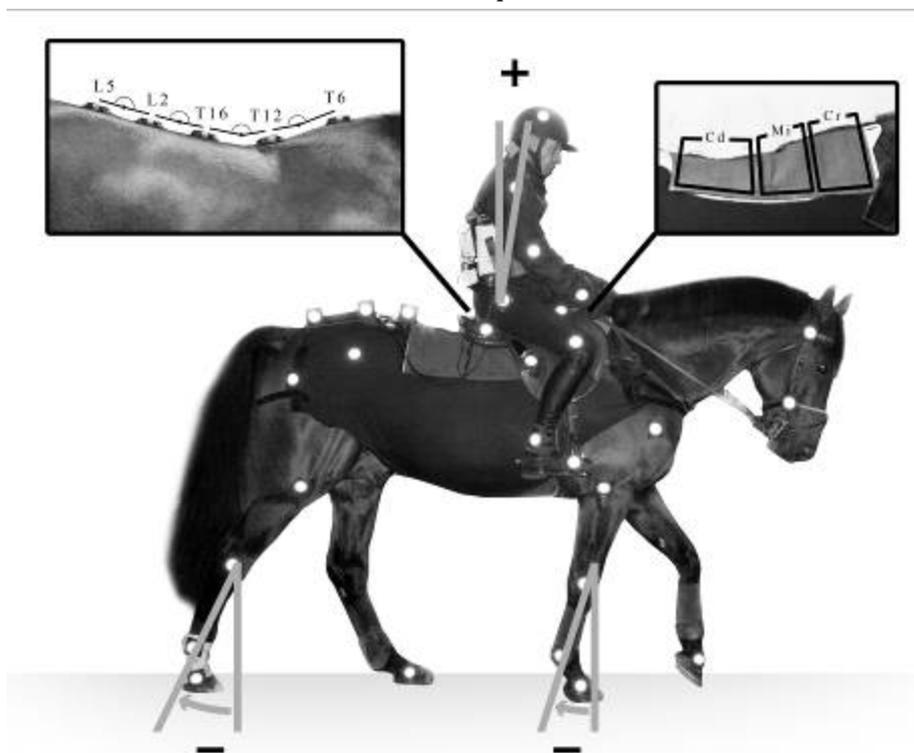
Forces sur les étriers – Minimum et maximum de la force (N) exercées sur l'étrier gauche et droit calculées pour chaque foulée normalisée.

Afin d'analyser et de comparer les données entre elle, les forces sur les étriers et les pressions exercées sur le dos du cheval ont été normalisées par le poids du cavalier.



Figure I : Photographie du cheval 1 montrant la position des centrales inertielles, tapis capteur de pressions (Cr : Crâniale, Mi : Intermédiaire, Cd : Caudale) et les marqueurs cinématiques réfléchissants. Les angles du métacarpe et du métatarse sont présentés.

Figure I : Pictures of horse 1 showing the position of inertial measurement units, pressure sensor mats (Cr : Cranial, Mi Middle, Cd : Caudal) and reflective kinematic markers. The angles of the metacarpal and metatarsal are presented.



1.5 Analyse statistique

Trois chevaux ont été trottés non montés avec la selle et au trot enlevé à main droite ($3,9 \pm 0,4$ m/s) par le même cavalier (80 foulées). La moyenne \pm SD de chaque paramètre pour l'analyse trot monté/non monté et pour la position assise/enlevée a été comparée en utilisant un test de t-Student ($p=0,05$).

2 Résultats

2.1 Comparaison trot non monté et trot monté

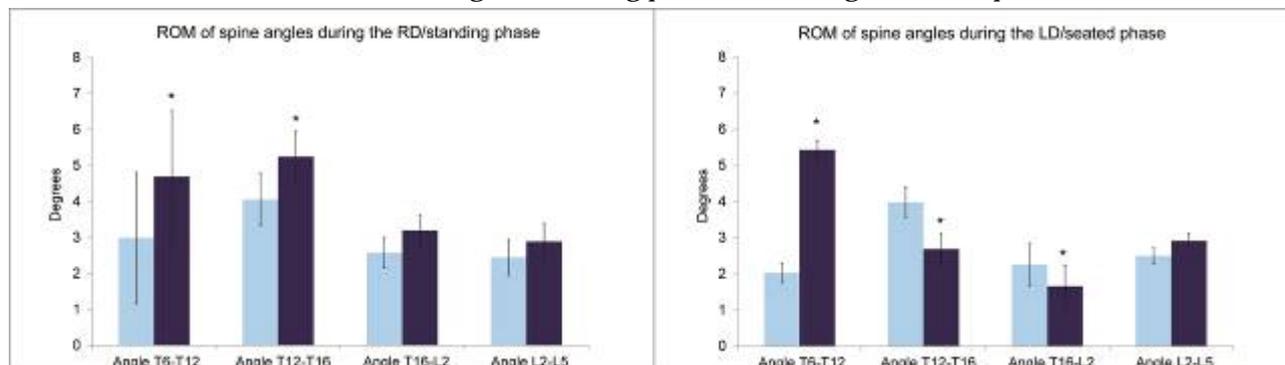
Pendant la phase assise du trot enlevé, la mobilité du dos du cheval en flexion-extension sous la selle diminue de -33% et de -26% pour les régions T12-T16 et T16-L2 respectivement. On constate un report de la mobilité du dos en zone crâniale de $+168\%$ en T6-T12 (Figure II).

En parallèle, on constate une augmentation d'amplitude du métacarpe et du métatarse de $+7\%$ au cours de la foulée de trot, comme déjà observée par De Cocq *et al.* (2004).



Figure II : Histogramme présentant les amplitudes des angles du dos pour le cheval non monté (bleu ciel) et monté (bleu foncé) pendant les phases enlevée et assise du trot (3,8m/s).

Figure II: Bar charts showing the range of motion (ROM) of spine angles for unriden (light bars) and ridden (dark bars) conditions during the standing phase and during the seated phase at trot (3.8m/s).



2.2 Effet de la position du cavalier

Lors du trot monté enlevé, pendant la phase assise comparée à la phase enlevée, les amplitudes de T12-T16 et T16-L2 sont significativement diminuées ($-3,2^\circ$; $-1,2^\circ$) et les amplitudes de T6-T12 et L2-L5 sont significativement augmentées ($+1,7^\circ$; $+0,7^\circ$).

Enfin, lors de la phase assise, le maximum du déplacement vertical du CG cavalier est significativement plus faible (-23cm) avec un CG cavalier plus proche du CG cheval. Les deux phases du trot sont visibles sur la trajectoire du CG du chevalet les deux phases sont similaires (Figure III.a). Pour le cavalier, l'amplitude du déplacement vertical du CG était plus faible pendant la phase enlevée que la phase assise.

Les forces sur les étriers montrent deux pics de même intensité pour chaque foulée avec une force plus importante pour la phase enlevée. Les forces maximales appliquées sur l'étrier droit et gauche sont respectivement de $7,4 \pm 1,6 \text{ N/Kg}$ et $7,5 \pm 1,0 \text{ N/Kg}$. Pour cette même phase, le pic de force des étriers est légèrement en avance comparé au pic de force de la selle (Figure III.b).

Pendant la phase assise, la pression exercée sur le tapis entier augmente significativement de $+3,1\text{kPa}$, localisée sur les parties caudale et intermédiaire, sous l'assise du cavalier. Les courbes de force des étriers montrent deux pics par foulée qui représentent les deux phases du trot (Figure III.b).

Pendant la phase « enlevée », la pression exercée sur le dos est localisée sur la partie crâniale et intermédiaire, région des couteaux d'étrivières.

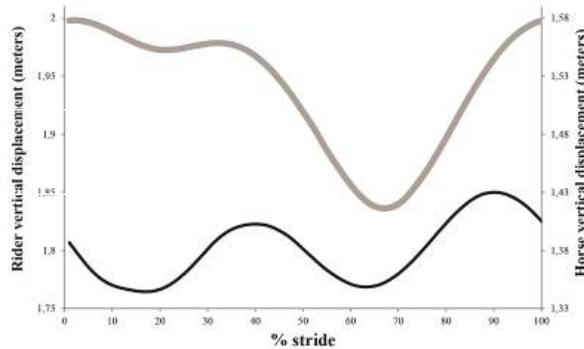
A l'inverse, pendant la phase assise, la force était localisée en majorité sur les régions caudale et intermédiaire, sous l'assise du cavalier (Figure III.c). La force maximale exercée par le cavalier et la selle (déduite de l'accélération du CG) était $27,6 \pm 1,3 \text{ N/Kg}$ à 68% de la foulée pendant la phase assise et $15,7 \pm 0,7 \text{ N/Kg}$ à 19% de la foulée pendant la phase enlevée pour l'accélération du CG et du tapis.



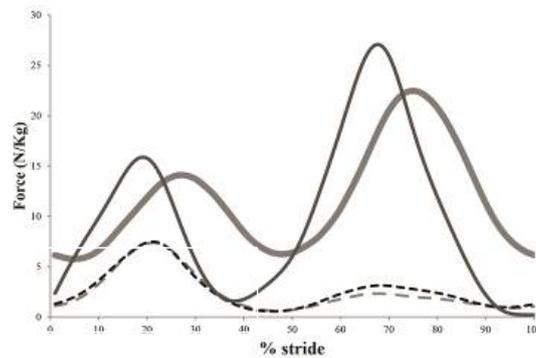
Figure III : Déplacement moyen du centre de gravité (CG) du cavalier et du cheval (a), force moyenne des étriers et de la selle sous le tapis entier (b) et la partie crâniale intermédiaire et caudale du tapis (c) mesurés sur trois chevaux pendant 80 foulées au trot enlevé. Forces exprimées en Newton/Kg (Ratio de la force/le poids du cavalier).

Figure III: Mean displacement of the centre of mass (COM) of the rider and the horse (a), mean stirrups force and mean saddle force for entire mat (b) and the cranial, middle and caudal part of the mat (c) measured on three horses during 80 strides at rising trot. Forces are expressed in Newton/Kg (BW= ratio of force/mass of the rider).

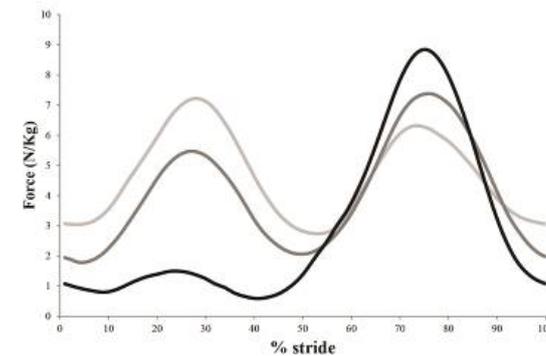
(a)



(b)



(c)



-----: CG cavalier (a), ————: CG cheval (a), -----: Force sous le tapis entier (b), - - - - - : Force sur l'étrier droit (b), - - - - - : Force sur l'étrier gauche (b), ————: Force selle_cavalier (b), ————: Force sur la partie crâniale (c), ————: Force sur la partie intermédiaire (c), ————: Force sur la partie caudale (c).



3 Discussion

Plusieurs études ont démontré que la selle et le cavalier avaient un effet significatif sur la biomécanique du dos du cheval (De Cocq *et al.* (2004,2009)). Cependant, notre étude est la première à mesurer les mouvements du dos sous la selle. Quelques limites sont cependant à noter comme le nombre de chevaux relativement faible du fait de la complexité du protocole.

Lorsque le cavalier est assis, la partie du dos sous l'assise du cavalier est significativement moins mobile que lorsque le cheval bouge librement. Le cheval semble donc tendre son dos pour contrer le poids du cavalier durant la phase assise du trot enlevé. Il est intéressant de rappeler que les exercices d'entraînement basiques de dressage ont pour objectif d'assouplir et tonifier le dos du cheval pour supporter le poids du cavalier.

Enfin, les mouvements des membres sont aussi affectés par la présence du cavalier. Ces résultats confirment l'hypothèse de De Cocq *et al.* (2004) sur le fait que le cheval adapte ses allures en augmentant l'angle de rétraction des antérieurs pour contrebalancer l'extension du dos due à un poids complémentaire.

L'étude du trot enlevé permet l'analyse dans la même allure et même foulée de l'effet d'un changement de position du cavalier sur des paramètres biomécaniques.

Quelques études (De Cocq *et al.*, 2009; Van Beek *et al.*, 2012) se sont focalisées sur l'effet du trot assis et enlevé sur la distribution des pressions, les forces sur les étriers ou les mouvements de la région lombaire du dos du cheval.

L'originalité de notre étude est de combiner différents matériels pour suivre l'effet global du cavalier pendant le trot. Pour mieux comprendre cette action, les centrales inertielles ont été positionnées sous la selle au niveau thoracique.

Quand le cavalier est assis, nos résultats montrent que la pression exercée sur la région intermédiaire et caudale augmente comme noté par Byström *et al.* (2010). De façon concomitante, les forces exercées sur les étriers décroissent comme mesurées par Van Beek *et al.* (2012).

Cette augmentation de la pression appliquée par le cavalier a une influence sur la mobilité du dos du cheval. L'amplitude de mouvement du dos diminue significativement dans la région T12-T16-L2 pendant la phase assise comparée à la phase enlevée.

Pendant cette même phase, les forces exercées sur les étriers représentent $3,3 \pm 0,9$ N/Kg et $3,1 \pm 1,0$ N/Kg sur les étriers droit et gauche respectivement. Ces données sont proches de celle de Van Beek *et al.* (2012) avec un pic de $3,3 \pm 0,3$ N/Kg pour la même phase.

De même, pendant la phase enlevée, nous voyons une augmentation de la pression sur la partie crâniale de selle en même temps qu'une diminution sur les zones intermédiaire et caudale. Les pressions exercées par le cavalier et la selle sont localisées sous les couteaux d'étrivière. En effet, la force totale exercée par les étriers était de 14,9 N/Kg qui est proche du pic de force calculé par le tapis capteur de pression ($14,1 \pm 0,1$ N/Kg). Pendant la phase assise, la force totale sur les étriers était de 5,4 N/Kg et le pic de force sur le tapis entier était de $22,5 \pm 0,1$ N/Kg. La force exercée sur le dos du cheval était 1,6 fois supérieure pendant la phase assise.

4 Application du projet de recherche Saddle In Motion au développement d'une selle connectée

La mise en place sur le cheval de différents matériels électroniques avait pour objectif de mieux comprendre sa biomécanique lors de l'effort sportif. Le développement d'un système innovant et miniaturisé de centrales inertielles positionné sous la selle nous a permis d'obtenir des données nouvelles concernant la biomécanique du cheval monté.

Plusieurs études ont montré que l'analyse de la locomotion du cheval était réalisable à partir d'un accéléromètre placé sous la sangle. Dans le cas des centrales inertielles, l'accéléromètre est complété par un gyroscope et magnétomètre tri-axes apportant des informations complémentaires. Chacune des données issues de chaque axe de ces matériels montrent des patterns caractéristiques permettant d'analyser la locomotion et la biomécanique du cheval à l'effort.

Lors du projet de recherche Saddle In Motion, plusieurs algorithmes de détection d'évènements basés sur les signaux récoltés des centrales inertielles ont ainsi été déployés (détection allures, moment de foulées ou de saut. Figure IV). En effet, les trois allures et le saut ont été étudiés, même si seul le trot a été présenté dans les résultats précédents.

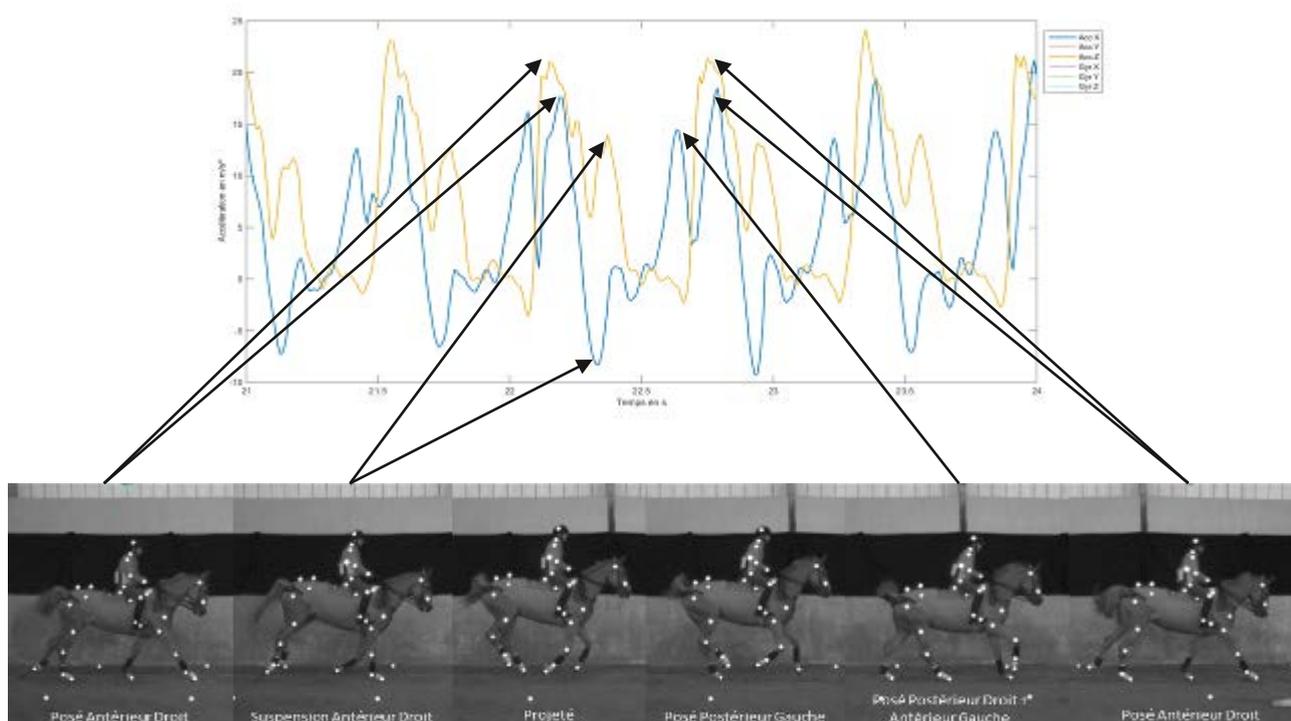
Les premières analyses des courbes brutes des centrales inertielles placées sur la ligne du dos du cheval nous ont poussé à transférer le travail de recherche effectué en un produit pour les cavaliers permettant de mieux comprendre son cheval et d'optimiser son entraînement.



La complémentarité des données des centrales inertielles avec celles issues de la cinématique à marqueurs réfléchissants utilisés lors de Saddle In Motion ont permis de valider nos premiers algorithmes de détection d'allures.

Figure IV : Courbes d'accélérométrie issues de la centrale inertielle positionnée sur le garrot, cheval 3, projet Saddle In Motion. La correspondance des événements du galop est indiquée par les flèches.

Figure IV: Accelerometry curves from the inertial measurement unit positioned on the withers, horse 3, Saddle In Motion project. The correspondence of the events of the canter is indicated by the arrows.



Contrairement au projet Saddle In Motion, il était primordial que l'électronique soit protégé de l'environnement extérieur. L'intégration au sein de la selle, au niveau du pommeau, zone fixe et proche du centre de gravité du cheval a été décidée. La validation du positionnement a été réalisée en analysant les sorties de nos algorithmes de détection d'allures par rapport à la centrale inertielle posée au niveau du garrot. L'objectif de la selle connectée iJump est de mettre à portée des informations quantifiées et objectives du travail du cheval lors du saut d'obstacle.

L'automatisation de reconnaissance d'évènements et d'allures a tout d'abord été réalisée. En parallèle, plusieurs paramètres du cheval de saut d'obstacle ont été identifiés auprès des cavaliers.

A partir des courbes issues de l'électronique dans la selle, le traitement du signal nous a permis de calculer, la régularité de l'allure, l'équilibre antéro-postérieur à l'appel, la vrille du garrot lors de la poussée des postérieurs, la fréquence des foulées à l'abord, le nombre de foulées nécessaires à la reprise d'un galop en équilibre à la réception. Le calcul de certains de ces paramètres exploitent la littérature. L'autre partie a été validée en confrontant les résultats de la selle avec un système cinématique de référence.

La vitesse et la longueur de foulée sont aussi proposées au cavalier. Un projet de doctorat porte exclusivement sur ces deux paramètres. Leurs estimations sont basées sur des modèles statistiques exploitant là encore comme référence la cinématique.

Enfin, l'apport de la vidéo ayant été primordiale à la mise en œuvre de ce produit à partir du projet Saddle In Motion, une synchronisation des paramètres à une vidéo est proposée pour faciliter le traitement et l'analyse par le cavalier.

La selle et son application iJump propose ainsi des données biomécaniques quantifiées du travail du cheval à l'obstacle. Elle propose une étude immédiate de son parcours et permet de corriger ou de valider les sensations des cavaliers lors de l'entraînement. Enfin, un suivi longitudinal est possible via une plateforme



web avec un accès sur des statistiques long-terme permettant d'analyser l'effet de son travail sur l'évolution du cheval.

5 Conclusion

Le développement d'un nouveau protocole synchronisant différents matériels tels que les centrales inertielles a permis l'analyse de l'effet du cavalier pendant le trot.

Ce type de protocole est la clé pour mieux comprendre l'interaction cheval-selle-cavalier car l'analyse du mouvement du dos sous la selle devient possible. Cette étude a notamment montré que le cavalier avait un effet sur le mouvement du dos du cheval sous la selle ainsi que sur la mobilité des membres. De plus, l'effet étudié sur le cheval évolue en fonction de la position du cavalier.

Le développement de ce protocole ainsi que les premiers traitements mis en place lors de l'analyse ont permis de développer le premier outil d'aide à l'entraînement pour le cheval d'obstacle, basé sur des paramètres fiables et validés.

Remerciements

Les auteurs remercient l'Institut Français du Cheval et de l'Équitation, l'Association Nationale de la Recherche et de la Technologie, le Conseil Régional d'Aquitaine et le Pôle Hippolia pour leur soutien financier logistique.

Références

- Byström, A., Stalfelt, A., Egenvall, A., Von Peinen, K., Morgan, K., Roepstorff, L., 2010. Influence of girth strap placement and panel flocking material on the saddle pressure pattern during riding of horses. *Equine Veterinary Journal* 42, 502–509.
- De Cocq P., Van Weeren P.R., Back W., 2004. Effects of girth, saddle and weight on movements of the horse. *Equine Veterinary Journal* 36 (8) 758-763
- De Cocq, P., Prinsen, H., Springer, N.C.N., van Weeren, P.R., Schreuder, M., Muller, M., van Leeuwen, J.L., 2009. The effect of rising trot and sitting trot on back movements and head–neck position of the horse. *Equine Veterinary Journal* 41, 423-427.
- De Leva, P., 1996. Adjustements to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Technical Note, Journal of Biomechanics* 29, 1223-1230.
- Martin P, Chateau H, Pourcelot P, Duray L, Cheze L., 2014. Comparison between inertial sensors and motion capture system to quantify flexion-extension motion in the back of a horse. *Equine Veterinary Journal* 46, Suppl. 46 2-55.
- Peham, C., Scheidl, M. and Licka, T., 1999. Limb locomotion - speed distribution analysis as a new method for stance phase detection. *Journal of Biomechanics* 32, 1119-1124.
- Sprigings, E., Leach, D., 1986. Standardized technique for determining the center of gravity of body and limb segments of horses. *Equine Veterinary Journal* 18 43-49.
- Van Beek, F.E., De Cocq, P., Timmerman, M., Muller, M., 2012. Stirrup forces during horse riding: A comparison between sitting and rising trot. *The Veterinary Journal* 193, 193-198.