



**HAL**  
open science

# Saddle in Motion : biomécanique dorsale du cheval monté : analyse des interactions entre la selle et le dos et application à la conception de nouveaux prototypes de selles

Pauline Martin

## ► To cite this version:

Pauline Martin. Saddle in Motion : biomécanique dorsale du cheval monté : analyse des interactions entre la selle et le dos et application à la conception de nouveaux prototypes de selles. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2015. Français. NNT : 2015LYO10310 . tel-01280591

**HAL Id: tel-01280591**

**<https://theses.hal.science/tel-01280591>**

Submitted on 29 Feb 2016

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

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

N° d'ordre 310 - 2015  
Année 2015

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

ECOLE DOCTORALE MEGA

DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

soutenue publiquement le 15 Décembre 2015

par

Pauline MARTIN

**Saddle In Motion**

**Biomécanique dorsale du cheval monté :**

**Analyse des interactions entre la selle et le dos et application à la conception de nouveaux prototypes de selles**

Directeur de thèse : Pr Laurence Chèze

Co-directeur de thèse : Pr Henry Chateau

Membres du jury :

Pr René Van Weeren - Faculté Vétérinaire d'Utrecht (Pays-bas).....Rapporteur

Pr Frédéric Marin - Université de Technologie de Compiègne.....Rapporteur

Pr Fabrice Audigié - Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort- Université Paris Est.....Examineur

Pr Laurence Chèze - Université Lyon 1 ..... Examineur

Pr Henry Chateau - Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort- Université Paris Est.....Examineur

M Laurent Duray - CWD France-Sellerie de Nontron.....Invité



## Résumé des travaux

**L'objectif de cette thèse était d'analyser les interactions entre le dos du cheval et la selle dans les conditions de l'exercice sportif et en particulier du saut d'obstacle et de développer, à partir de ces connaissances nouvelles, une gamme de selles adaptées au cheval en mouvement et à son cavalier.**

Ce travail avait pour but de répondre aux nombreuses interrogations sur la biomécanique du dos du cheval, en analysant les mouvements du dos et la répartition des pressions exercées par la selle et le cavalier aux trois allures et à l'obstacle. L'originalité de cette thèse était entre autre de mesurer les mouvements de la colonne vertébrale dans la région thoracique située sous la selle et directement sollicitée par la présence du cavalier.

Un protocole original de mesure biomécanique des interactions entre le dos et la selle a été mis en place et validé. Ce protocole de mesure couplait différents matériels (tapis capteur de pression, cinématique 2D, capteur de force d'étrier et centrales de mesure inertielle) synchronisés et miniaturisés pour les rendre positionnables sur le cheval. Grâce à ce protocole, il a été possible de **quantifier le mouvement de la colonne vertébrale du cheval, les pressions au cours de l'effort et l'effet du cavalier** en comparant des selles dites « standard » avec de nouveaux prototypes de « panneaux » permettant de modifier la portance de la selle sur le dos du cheval. Dans un premier temps, les résultats de ces études ont permis de mettre en évidence l'impact du cavalier sur l'amplitude des mouvements du dos du cheval et sur sa locomotion au cours du trot. Les études menées ont permis ensuite de démontrer qu'une selle dont la portance est modifiée provoque des modifications significatives de la locomotion du cheval et des interactions entre le cavalier et le dos du cheval au trot. En fonction des prototypes utilisés, l'amplitude angulaire du rachis, la distribution des pressions sous la selle ainsi que la locomotion du cheval (centre de gravité, protraction et rétraction des membres) sont modifiées. Ces travaux ont permis d'apporter des informations quantifiées sur l'effet de la selle et du cavalier sur la biomécanique dorsale du cheval dans la condition montée lors de l'effort. Ces connaissances nouvelles seront utilisées (1) pour la conception de nouvelles selles mieux adaptées au cheval en mouvement et (2) pour mieux comprendre, prévenir et traiter les dorsalgies chez le cheval.



## **Abstract**

**The aim of this thesis was to analyze the interactions between the horse's back and the saddle during exercise and develop, thanks to these new knowledges, a new range of saddle adapted to horse's movements and to the rider.** The originality of this thesis was to measure the movements of the spine in the thoracic region located under the saddle. An innovative protocol was developed to measure the interactions between the back and the saddle using different materials (pressure mat, 2D kinematics, stirrup force sensors, and inertial measurement units) synchronized and miniaturized. With this protocol, it was possible to quantify the movement of the horse's spine, the pressure under the saddle and the effect of the rider by comparing a "standard" saddle with new prototype "panels" modifying the contact area of the saddle on the horse's back.

The results of these studies have helped to highlight the impact of the rider on the range of motion of the horse's back and locomotion during the trot and to demonstrate that a saddle, which the contact area is modified, causes significant changes in the locomotion of the horse.

This work helped to provide quantified information on the effect of the saddle and the rider on the horse's back biomechanics in the ridden condition. These new knowledges will be used (1) to design new adapted saddles to the horse in motion and (2) to better understand, prevent and treat back pain in horses.

*Be patient with your training...*

*Be persevering and positive and sooner than you think your dreams come true.*

*From "Do you dare to dream?"*

## REMERCIEMENTS

Cette thèse a été menée au sein du bureau de recherche et développement de CWD France-Sellerie de Nontron en partenariat avec le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC - Université de Lyon) et le Laboratoire de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (BPLC - Université Paris-Est). Ce travail a été financé via une convention CIFRE et grâce au soutien de la région Aquitaine et de l'Institut Français du Cheval et de l'Équitation.

Trois années de thèse impliquent beaucoup de temps, de rencontres et d'échanges, j'espère sincèrement n'oublier personne. Je m'excuse d'avance si cela était le cas.

Mes premiers remerciements vont à mes directeurs de thèse.

Tout d'abord au Professeur Laurence Chèze, pour avoir accepté d'encadrer cette thèse, pour son temps, son appui scientifique, sa gentillesse et ses discussions autour de nos amis équins.

Au Professeur Henry Chateau pour sa disponibilité, son encadrement et ses conseils pendant mais aussi avant la thèse. Je ne serais jamais arrivée là où je suis, si je n'avais pas poussé les portes de son bureau il y a 5 ans. Merci.

A Monsieur Laurent Duray, sans qui rien n'aurait été possible. Quelques lignes ne suffiront pas à exprimer ma gratitude pour sa confiance, ses conseils et son soutien. J'espère conserver tout au long de ma vie professionnelle future ce dynamisme et cet optimisme qui m'ont fait tant avancer pendant ces trois années. Une nouvelle page reste à écrire...

Je voudrais remercier le Professeur Frédéric Marin, qui a suivi les avancées de ces travaux depuis ses prémices, et le Professeur René Van Weeren qui ont accepté de relire ce manuscrit, ainsi que le Professeur Fabrice Audigié d'avoir accepté d'être membre du jury.

Je tenais également à remercier les directeurs des laboratoires, le Professeur Nathalie Crevier-Denoix pour le BPLC et le Professeur Philippe Vézin pour le LBMC, qui ont accepté d'accueillir ces travaux au sein de leur unité.

Merci au Docteur Philippe Pourcelot, pour ses apports scientifiques et ses discussions passionnantes au détour d'un TGV.

Au sein de CWD, un grand merci à tous, je ne pourrais tous vous citer mais chacun à votre manière avez aidé à la réalisation de cette thèse. Des remerciements spéciaux à Boris, sans ton savoir-faire aucun prototype de selle ou de couverture n'aurait pu voir le jour et à Simon pour ces heures de dessin et ce chemin parcouru depuis trois ans. Je remercie également Mathilde, Coline, Alice et Camille pour toute l'aide qu'elles m'ont apportée, je vous souhaite à toutes les quatre une belle route...

Merci aux commerciaux, en premier Boris et Guillaume, de faire vivre ce projet sur le terrain.

Merci à toutes ces personnes qui sont intervenues de près ou de loin sur cette thèse. En premier lieu, Mr Erwan Auffret pour son temps et sa disponibilité à cheval, au personnel de l'ENE et à l'équipe d'Hippolia. Une pensée aussi à mes chevaux d'essais pour leur patience...

Merci à mes amis périgourdins, Natacha, Magali, Denis, Adrien,... Que la Dordogne est drôle et vivante grâce à vous !

Merci à Mélo, d'avoir été et d'être toujours là tout simplement malgré les kms et les gardes... Pour ces trois années et toutes celles qui ont suivi et qui suivront encore ! Ton amitié m'est précieuse.

Merci à trois amies chères, rencontrées pendant mon séjour picard : à Eva, pour ta gentillesse, ton sourire et ces fou-rires, cette rentrée aura été une réussite ; à Fred, pour ta passion équestre et ce soutien indéfectible qui m'a tant aidée pendant mes séjours parisiens, tu es la grande sœur que je n'ai pas eu ; et enfin, à Emilie, merci pour cette extraordinaire amitié depuis 6 ans, tous ces moments partagés et tes précieux conseils équestres qui me font tant regretter que la Picardie soit située si au Nord !

Un immense merci à mes parents et à mon frère, de m'avoir montré la voie et de m'avoir toujours encouragée même dans les moments de doute.

Une pensée à Alpha pour ses ronrons d'encouragement pendant l'écriture de la thèse et à Uranie pour cette belle histoire qui commence

Et enfin, merci à toi Mamour, pour toutes ces années de bonheur, ta joie, ton soutien sans faille et ton amour... Sans toi beaucoup de choses auraient été immensément plus difficiles...



## Table des matières

<i>Chapitre 1. INTRODUCTION</i> .....	13
1.1 Contexte du projet .....	15
1.2 Objectifs et structure de la thèse.....	18
1.3 Antériorité du projet .....	20
<i>Chapitre 2. BIBLIOGRAPHIE</i> .....	23
2.1 Sellerie.....	26
2.2 Rappels anatomiques .....	28
2.2.1 Ostéologie.....	28
2.2.2 Articulation intervertébrale et ligaments.....	31
2.2.3 Principaux mouvements .....	32
2.2.4 Actions musculaires .....	33
2.2.5 Rôle dans les allures .....	37
2.3 Etat de l’art .....	38
2.3.1 Etudes cinématiques.....	40
2.3.2 Etudes des pressions.....	54
2.3.3 Etude des forces sur les étriers .....	69
2.3.4 Utilisation des centrales inertielle en analyse du mouvement équin .....	70
2.4 Conclusion.....	77
<i>Chapitre 3. COMPARISON BETWEEN INERTIAL SENSORS AND MOTION CAPTURE SYSTEM TO QUANTIFY FLEXION-EXTENSION MOTION IN THE BACK OF A HORSE</i> .	83
3.1 Introduction .....	86
3.2 Matériels et méthodes.....	87
3.3 Résultats.....	97
3.4 Discussion.....	102
<i>Chapitre 4. EFFECTS OF THE RIDER ON THE KINEMATICS OF THE EQUINE SPINE UNDER THE SADDLE DURING TROT</i> .....	105
4.1 Introduction .....	108
4.2 Materials and methods.....	110
4.3 Results .....	115
4.4 Discussion.....	118

<i>Chapitre 5. EFFECT OF THE RIDER POSITION DURING RISING TROT ON THE HORSE'S BIOMECHANICS (BACK AND TRUNCK KINEMATICS AND PRESSURE UNDER THE SADDLE)</i> .....	123
5.1 Introduction .....	126
5.2 Materials and methods .....	128
5.3 Results .....	137
5.4 Discussion.....	142
<i>Chapitre 6. EFFECT OF A PROTOTYPE SADDLE (SHORT PANELS) ON THE BIOMECHANICS OF THE EQUINE BACK: PRELIMINARY RESULTS</i> .....	147
6.1 Introduction .....	150
6.2 Methods .....	150
6.3 Results and discussion .....	153
<i>Chapitre 7. EFFECT OF A PROTOTYPE SADDLE (COMFORT PANELS) ON THE BIOMECHANICS OF THE EQUINE BACK DURING RISING TROT</i> .....	159
7.1 Introduction .....	162
7.2 Materials and methods.....	163
7.3 Results .....	169
7.4 Discussion.....	173
<i>Chapitre 8. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES</i> .....	177
<i>Chapitre 9. REFERENCES</i> .....	189
ANNEXE 1. Validation expérimentale du protocole de cinématique 2D.....	200









*Chapitre 1. INTRODUCTION*



# Chapitre 1.

## INTRODUCTION

### 1.1 Contexte du projet

La selle est un réel outil de performance dont l'ergonomie doit être aussi bien pensée pour le cavalier que pour son cheval. Elle a pour fonction d'assurer la meilleure interface possible entre l'homme et sa monture. La selle comprend traditionnellement un arçon en bois/métal relativement rigide qui constitue son squelette. Cet arçon permet de répartir le poids du cavalier sur le dos du cheval. Son adaptation au dos de ce dernier par un jeu de mousse constituant les panneaux est primordiale pour son confort et sa performance. Cependant, le dos du cheval est une structure fragile dont certaines pathologies sont directement liées à une selle mal-adaptée : points de pression entraînant des douleurs dorsales, restriction de la mobilité... De plus, une fois en mouvement, il subit des changements morphologiques importants par l'intermédiaire des systèmes ostéo-articulaires et musculaires qui le compose. L'arçon, rigide, positionné sur le dos du cheval n'est initialement pas conçu pour suivre ces déformations.

La prise en compte du confort du cheval dans la conception de la selle doit nécessairement passer par l'intégration du mouvement lors de l'effort sportif. De nombreux axes d'améliorations ont été envisagés notamment par un changement de forme ou de structure de la selle. A ce titre, la demande des utilisateurs et des professionnels pour des produits plus respectueux du confort et de la santé du cheval est croissante.

Bien que des premières innovations se soient présentées sur le marché, permettant d'améliorer le confort du cheval lors de l'effort sportif et principalement lors du saut

d'obstacle (Selle 2G et 2Gs, CWD WO 2004/050544 A1, EP 1 927 574 A1), elles reposent sur des observations empiriques du mouvement équin.

Jusqu'à présent, des limitations matérielles n'avaient pas permis l'analyse du mouvement du dos du cheval sous la selle. Malgré tout, de nombreuses études se sont intéressées aux mouvements naturels du cheval non sellé ainsi qu'à l'effet de la selle et du cavalier sur la partie lombo-sacrée du rachis ou sur la locomotion générale du cheval.

L'analyse de la colonne vertébrale au cours du déplacement du cheval non sellé a permis d'évaluer les mouvements du rachis du cheval ainsi que le rôle des muscles ou des mouvements de tête ou du tronc. Grâce à ces études, les mouvements de flexion et d'extension du dos ont été mesurés principalement lors du trot (Pourcelot et al., 1998). Les travaux de Faber et al., (2001) ont, de plus, permis de préciser la mobilité complexe de la portion thoracolombaire de la colonne vertébrale.

En ce qui concerne le saut, les études se sont limitées à des analyses d'accélérométrie et de cinématique du cheval en liberté (Cassiat et al., 2004).

D'autres études se sont focalisées sur l'analyse cinématique de la région lombaire du cheval sellé (Trot : De Cocq et al., 2004, 2009, Saut : Barrey et Galloux, 1997 ; Thoulon, 1991). Cependant, ces chercheurs n'ont pu mesurer la mobilité dorsale qu'avec des marqueurs réfléchissants placés en arrière de la selle. Tous concluent que ceci constitue une limite majeure à leurs études.

Par ailleurs des tapis de selles instrumentés permettant la mesure des pressions sous la selle ont été utilisés pour quantifier les modifications de la répartition des pressions sur le dos du cheval (De Cocq et al., 2009, Kotschwar 2009).



D'autres études, exploitant les mêmes matériels, se sont intéressées à l'interaction cavalier-selle-cheval et plus particulièrement à l'effet du cavalier sur les paramètres locomoteurs du cheval (Peham et al., 2004 ; De Cocq et al., 2004).

L'apparition des outils de mesure inertiels a permis d'ouvrir de nouvelles perspectives. Greve et al. (2014) a ainsi pu mettre en évidence que tous les éléments cheval-selle-cavalier étaient en interconnexion étroite.

Les publications portant sur le dos du cheval ou sur l'effet de la selle et du cavalier sur le cheval sont donc nombreuses et ont permis d'obtenir des données quantifiées sur :

- les mouvements de la colonne vertébrale du cheval en liberté ;
- les mouvements de la colonne vertébrale du cheval monté en arrière de la selle ;
- l'effet de la selle, du cavalier, de la sangle en terme de pression exercée sur le dos du cheval ;
- les forces du cavalier sur les étrivières.

Cependant aucune étude ne s'était encore intéressée aux mouvements de la colonne vertébrale sous la selle ni aux interactions entre les pressions exercées et les mouvements de la région thoraco-lombaire.

Jusqu'à ces dernières années, la technique utilisée pour l'analyse du mouvement était basée sur la reconstruction des positions tridimensionnelles de marqueurs réfléchissants détectées au moyen de caméras (Motion Capture, ou mocap). La présence de la selle empêche l'utilisation de cette technique pour mesurer les mouvements de la ligne dorsale dans la région d'intérêt, c'est-à-dire la région thoraco-lombaire. De plus, comme le précise de Cocq (2012), le mocap réduit le champ d'étude chez le cheval à quelques foulées. L'apparition de systèmes de mesures inertiels miniaturisés devrait permettre de s'affranchir de ces contraintes pour

mettre en place un protocole complet d'analyse biomécanique du cheval monté à l'effort et de quantifier l'effet de la selle et du cavalier.

## **1.2 Objectifs et structure de la thèse**

Dans ce contexte, l'objectif de ce travail de thèse était d'analyser les mouvements du dos de chevaux de saut d'obstacle au travail afin de développer, à partir de ces connaissances nouvelles, une gamme de selles adaptées au cheval en mouvement et à son cavalier. En parallèle, ce projet a permis d'obtenir des informations sur l'effet de la selle et du cavalier sur la biomécanique et la locomotion du cheval qui seront transférées à la communauté vétérinaire pour mieux prévenir, diagnostiquer et soigner les chevaux dorsalgiques. La réussite de ce projet a néanmoins nécessité la constitution d'une équipe pluridisciplinaire, avec des compétences complémentaires.

Ce travail de thèse a ainsi rassemblé autour d'un même projet :

- Le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC, UMR\_T9406) de l'Université Claude Bernard à Lyon. Cette thèse a été codirigée par le Pr. Laurence Chèze.
- Le Laboratoire de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (BPLC) de l'Ecole Vétérinaire d'Alfort dont les travaux portent sur la biomécanique équine et notamment l'étude de la région dorsale (Pourcelot et al., 1998, Denoix 1999, Cassiat et al., 2004, ...). Le Pr. Henry Chateau a assuré la codirection de ce travail.
- Enfin l'entreprise CWD France-Sellerie de Nontron, spécialiste de la conception de selles de sport de haut niveau. Les données issues de ce travail avaient pour objectif de repenser la selle de saut d'obstacle dans son ensemble, pour proposer un produit mieux adapté aux mouvements du cheval lors de l'effort.

Pour mener à bien ce travail, une pré-étude avait été réalisée au cours de l'année 2012. Le second chapitre de cette thèse décrit son antériorité et permet d'expliquer les choix techniques et méthodologiques inhérents au projet. Pour procéder à la mise en place du nouveau protocole de mesure complet, une revue de littérature portant sur les différents matériels utilisés dans cette thèse a été réalisée (Chapitre 3). Dans ce même chapitre, les bases anatomiques et anatomo-fonctionnelles du dos du cheval sont aussi détaillées afin de rendre compte des connaissances déjà acquises dans ce domaine. Cet état de l'art référence, de plus, les données portant sur l'analyse du dos du cheval et/ou de l'interaction cheval-selle-cavalier.

Le premier travail de cette thèse a porté sur la mise en place et la validation d'un protocole de mesure. Le système de mesure inertiel exploité a ainsi été confronté au mocap pour en éprouver la validité. La méthode de calcul d'amplitude angulaire à partir des capteurs inertiels a ainsi pu être affinée (Chapitre 4). Suite à cette étape, une campagne de mesure sur cheval monté à l'effort dont sont tirées différentes études a été lancée. La première (Chapitre 5) porte sur la comparaison du trot monté et non monté et plus particulièrement sur l'effet du cavalier sur la cinématique du rachis du cheval sous la selle. La seconde étude se focalise sur l'effet de la position du cavalier sur la locomotion et la biomécanique du cheval au cours du trot enlevé (Chapitre 6). Elle présente, de plus, le protocole complet mis en place pour cette thèse. Deux autres études (Chapitre 7 et Chapitre 8) se sont intéressées à l'effet d'une modification de portance de la selle par rapport à une selle standard sur la biomécanique et la locomotion du cheval au trot. Enfin le dernier chapitre rassemble les conclusions de cette thèse et a pour ambition de proposer de nouvelles perspectives sur l'analyse de la biomécanique équine et les apports possibles au développement de selles.



### **1.3 Antériorité du projet**

La thèse « Saddle In Motion » a débuté officiellement le 1er Novembre 2012. Elle a cependant été devancée par plusieurs mois de réflexion et une pré-étude qui a fait l'objet de mon projet de master intitulé « Modélisation géométrique tridimensionnelle du dos du cheval en mouvement » réalisé au Laboratoire de Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (BPLC) de l'Ecole Vétérinaire d'Alfort. L'objectif de ce projet était de modéliser les déformations du dos du cheval en liberté en mouvement, afin d'améliorer les connaissances sur la morphologie du dos à l'effort et d'en déduire d'éventuelles applications pratiques pour la conception de selles. Ce projet d'une durée de 8 mois rassemblait le BPLC, CWD France Sellerie de Nontron et était soutenu par le Pôle de Compétitivité de la Filière Equine Hippolia et la Région Basse Normandie. Ainsi, par cette pré-étude qui utilisait la technique mocap sur des chevaux en liberté, nous avons pu quantifier les déformations angulaires de la ligne dorsale et surfaciques de la région thoracique (celle qui se situe sous la selle) sur un cheval non sellé. Ces premiers résultats et conclusions ont été, en plus des différentes publications citées précédemment, prépondérants au lancement de la thèse Saddle In Motion.

Suite à ce master, l'entreprise CWD, initiatrice de cette pré-étude, a souhaité continuer à compléter ses connaissances sur la biomécanique du dos du cheval mais dans la condition sellée. Le projet de thèse CIFRE a donc vu le jour entre des partenaires tous au fait du sujet : l'entreprise CWD, le laboratoire BPLC, le laboratoire LBMC (sollicité pour le prêt des caméras de cinématique 3D complémentaires et la formation aux outils) et moi-même.

Engagée dès Décembre 2011 chez CWD, j'ai pu gérer en amont les parties administratives, financières et techniques de la thèse : premiers choix et tests de matériels pour le protocole envisagé, montage du dossier de thèse et dépôt auprès de l'ANRT. Ces

mois avant le début officiel de la thèse ont été aussi mis à profit pour la rédaction de différents dossiers de soutien financier et logistique sans lesquels le déroulement de la thèse n'aurait pas été possible. La rédaction de trois dossiers de soutien ayant tous reçu des réponses positives a ainsi été réalisée. Le premier, qui a permis entre autre d'appuyer le projet auprès de l'ANRT, a été la labellisation par le Pôle de Compétitivité de la Filière Equine, Hippolia. Le second dossier, soumis auprès de la Région Aquitaine, nous a permis d'obtenir une subvention à l'Innovation afin de prendre en charge toute la phase de mise en place du protocole (achat matériel et étape de validation). Enfin, le dernier dossier, déposé auprès de l'Institut Français du Cheval et de l'Equitation, a permis un soutien financier et surtout logistique tout au long de la thèse. Les expérimentations, cheval monté, ont ainsi pu être réalisées au sein de l'Ecole Nationale d'Equitation à Saumur avec les chevaux et un cavalier-instructeur de l'école.

La première source de motivation à continuer le projet de master en une thèse CIFRE a été avant tout de réussir à mesurer de nouvelles données biomécaniques jusqu'alors inaccessibles. Le fait d'avoir été engagée avant le dépôt auprès de l'ANRT m'a permis de prendre pleinement part à la validation des partenaires mais aussi à l'élaboration du dossier ANRT et à son dépôt. Le montage de dossiers financiers, certes lourds à élaborer, m'a fait complètement prendre en main mon projet de thèse et m'a surtout confrontée à une autre nécessité du travail de recherche, trouver des sources de financement. Les retours favorables sur ces différents dossiers m'ont permis, de plus, d'envisager sereinement l'achat des différents matériels nécessaires et les campagnes de mesure. Ils sont également un écho positif de la façon dont est perçu le projet.

En complément, je crois qu'intégrer une PME en convention CIFRE est une chance. J'ai été la première doctorante à intégrer l'entreprise CWD France-Sellerie de Nontron. Cela

demande, il me semble, plus de travail et d'autonomie qu'un cadre plus classique en laboratoire, mais cela autorise à envisager une perspective sur le projet au-delà de la thèse et une liberté d'action plus qu'appréciable. Le risque est, en contrepartie, de ne pas disposer d'assez de temps pour mener le travail de thèse. Cependant, intervenir sur d'autres projets en même temps que le travail spécifique au sujet de thèse est riche en savoirs et en ouverture d'esprit. Enfin, les travaux réalisés tout au long de cette thèse ont, petit à petit, été intégrés à d'autres projets connexes et je ne peux qu'être satisfaite de leur avancée grâce à l'énergie dépensée. Les déplacements dans mes laboratoires d'accueil pour cette thèse ont aussi permis de me refocaliser régulièrement sur mes travaux malgré une localisation géographique compliquée (Nontron, Lyon, Maisons-Alfort). Le rythme adopté et l'utilisation intensive des outils numériques ont permis d'optimiser ces échanges.

Tous les éléments listés précédemment font que ces trois années de thèse ont été riches et denses. Elles m'ont apporté un nouveau regard sur les démarches de recherche que j'avais pu aborder lors de mes études d'ingénieur ou de mon master. Chacun de mes directeurs et encadrants m'ont apporté à chaque étape de la thèse une rigueur, une démarche expérimentale et/ou scientifique qui ont été primordiales à la réussite de ce projet. Les longues heures de développement, de réflexions et de tests pour mettre au point un système de mesure embarqué sur cheval, un code informatique pour le traitement mais aussi la rigueur indispensable pour l'analyse de ces données et l'écriture des articles m'ont permis d'apprendre et d'appréhender une démarche scientifique que j'espère continuer à mettre à profit.





## *Chapitre 2. BIBLIOGRAPHIE*



## **Chapitre 2.**

### **BIBLIOGRAPHIE**

Ce chapitre a pour objectif de proposer une revue de littérature exhaustive des éléments nécessaires à la compréhension des différents travaux réalisés dans le cadre de cette thèse. Cette revue pose ainsi, dans un premier temps, les bases de la sellerie et s'intéresse plus particulièrement aux différentes parties de la selle modifiées lors de cette thèse. Les éléments anatomiques et anatomo-fonctionnels du dos du cheval sont ensuite détaillés pour nous permettre d'analyser les mouvements équins lors de l'effort. Enfin, un état de l'art présente les nombreuses publications portant sur l'analyse du dos du cheval ou l'interaction cheval-selle-cavalier ainsi que les matériels et les méthodes exploités pour y accéder.

## 2.1 Sellerie

La selle d'équitation est composée d'un arçon, squelette de la selle, traditionnellement en bois/métal relativement rigide. Cet arçon a pour objectif de répartir le poids du cavalier sur le dos du cheval. Autour de ce squelette, la selle est construite par un montage de cuir et de mousse (voir Fig 2.1). La partie cavalier comporte les quartiers, les couteaux et le siège. Les quartiers favorisent le positionnement de la jambe du cavalier et entrent donc en jeu dans son équilibre à cheval. Les couteaux, dans lesquels passent les étrivières, supportent les étriers, éléments où le pied du cavalier vient se loger. Enfin, le siège de longueur et profondeur différentes selon la taille du cavalier permet l'assise dans la selle. Ces trois éléments vont entrer en jeu dans l'adaptabilité de la selle au cavalier car ils sont primordiaux dans la recherche de son équilibre à cheval.

La partie cheval comporte les panneaux, en mousse dans notre cas, mis en forme pour être parfaitement adaptés au dos du cheval à l'arrêt et dont les dimensions permettent de jouer sur l'équilibre du cavalier afin d'orienter ce dernier plus en avant ou en arrière en fonction de l'équilibre du couple cavalier/cheval. Les panneaux gauche et droite sont reliés entre eux par un trapèze, traditionnellement en cuir.



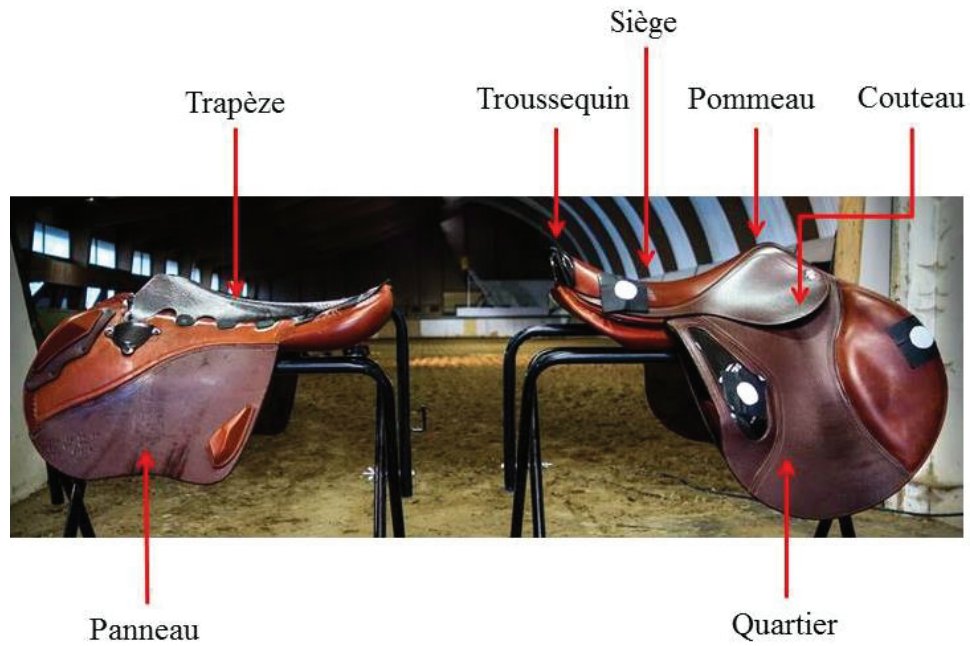


Fig. 2.1 Illustration des différents éléments de la selle. Partie cheval à gauche et partie cavalier à droite.

Les selles prototypes développées dans le cadre de la thèse possédaient deux particularités par rapport à une selle dite classique. La base de la selle était un arçon 2Gs de l'entreprise CWD. L'arçon est ainsi conçu en matériau composite, permettant un dynamisme vis-à-vis des mouvements du cheval. Le trapèze, initialement en cuir, était ici réalisé en carbone afin de pouvoir désolidariser en quelques minutes la partie panneaux, qui sera modifiée lors des essais, et la partie cavalier que nous souhaitons maintenir identique pour ne pas modifier le ressenti et les sensations du cavalier dans sa selle.



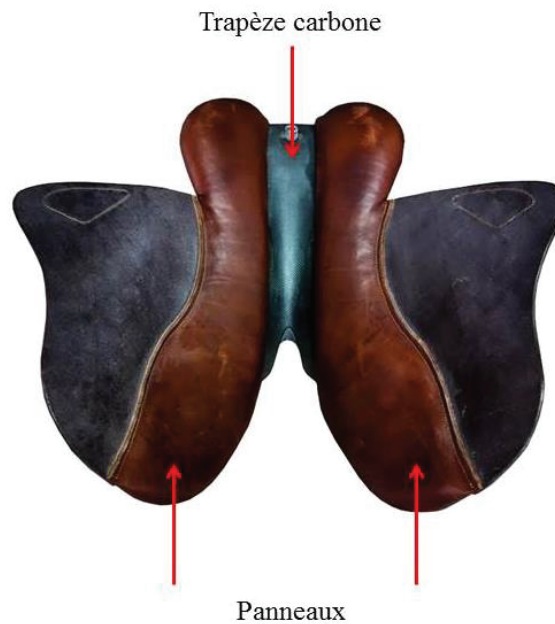


Fig. 2.2 Trapèze carbone reliant les panneaux gauche et droite (vue de dessous).

## 2.2 Rappels anatomiques

### 2.2.1 Ostéologie

Le cheval possède 7 vertèbres cervicales, 18 thoraciques portant les côtes, 6 lombaires, 5 sacrales soudées et 15 à 21 vertèbres caudales formant la queue. Différentes régions vont intéresser ces travaux :

- Région cervicale : dont la position influence les mouvements de la colonne thoracique.
- Région thoracique : supportant seule théoriquement la selle et donc le poids du cavalier.
- Région lombaire : située juste en arrière de la selle et dont les mouvements sont en partie liés à la mobilisation du dos et des membres pour la propulsion du cheval.

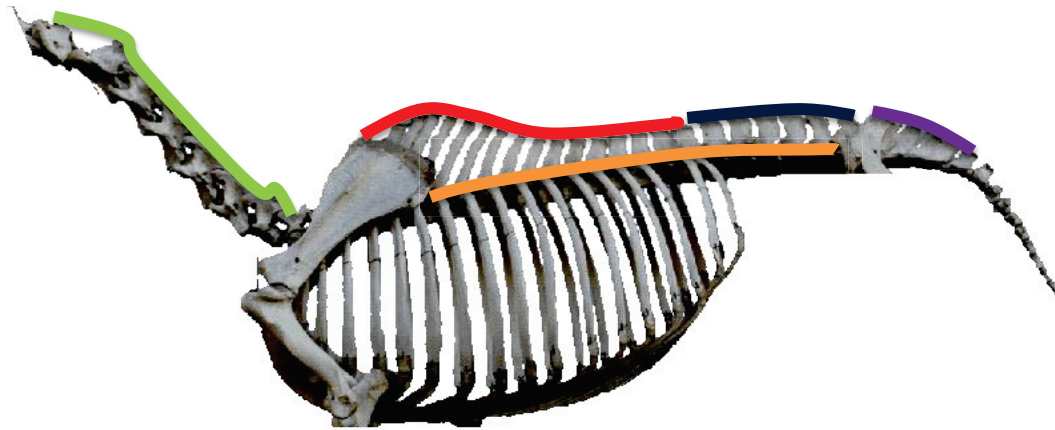


Fig. 2.3 Rachis du cheval et localisation des régions cervicale (vert), thoracique (rouge), lombaire (bleu) et sacrée (violet).

Comme chez l'humain, la colonne vertébrale a plusieurs grands rôles : protéger la moelle épinière, supporter le poids du cheval et permettre l'attache des tissus mous tout en entrant en jeu dans la locomotion.

Les vertèbres du rachis équin possèdent toutes les mêmes éléments structuraux ostéologiques de base mais chaque région présente des particularités propres.

L'arc de la vertèbre (côté dorsal) porte le processus épineux dans le plan vertical et deux processus transverses latéraux et symétriques. Le corps et l'arc vertébraux délimitent le foramen vertébral.

### ***Particularités des vertèbres thoraciques***

Les processus épineux des vertèbres thoraciques sont très développés. Le garrot est délimité par les processus épineux des vertèbres T2 et T9 et se trouve ainsi à la naissance de la colonne thoraco-lombaire. La vertèbre thoracique portant le plus haut processus épineux est T4, T5 ou T6. Celle-ci forme l'apex du garrot. T14 constitue le plus souvent la vertèbre

anticlinale. Les processus transverses sont irréguliers et larges en région thoracique crâniale, puis ils réduisent de volume jusqu'à T18.



Fig. 2.4 Vertèbre thoracique, vue caudale

### *Particularités des vertèbres lombaires*

Les processus transverses lombaires sont plats et longs et les processus épineux se réduisent comparés à ceux des thoraciques.

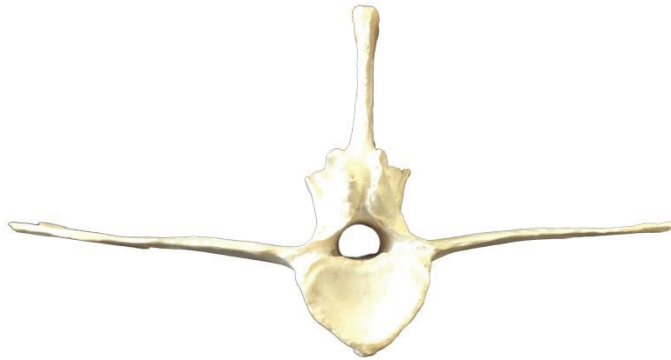


Fig. 2.5 Vertèbre lombaire, vue caudale

### 2.2.2 Articulation intervertébrale et ligaments

Les corps vertébraux sont connectés par l'intermédiaire des disques intervertébraux avec l'aide du :

-ligament longitudinal dorsal : positionné sur le plancher du canal vertébral avec peu de conséquences fonctionnelles ;

-ligament longitudinal ventral : reliant les vertèbres par leur crête ventrale de T7 à L6.

Les arcs des vertèbres sont unis par une articulation diarthrodiale. En complément, les vertèbres sont connectées par différents ligaments :

- Ligaments jaunes fermant les espaces entre les arcs vertébraux en continuité avec les capsules articulaires ;
- Ligament inter-épineux de T2 à L6.

- Ligament nuchal partant de la protubérance occipitale externe devenant le ligament supra-épineux en T5 et se prolongeant jusqu'en L6.

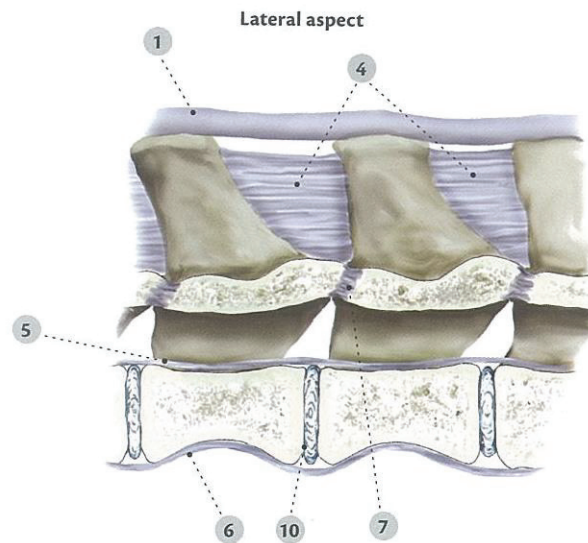


Fig. 2.6 Ligaments de la colonne vertébrale, vue latérale. 1 : Ligament supra-épineux ; 4 : Ligaments inter-épineux ; 5 : Ligament longitudinal dorsal ; 6 : Ligament longitudinal ventral ; 7 : Ligament jaune ; 10 : Disque intervertébral. Source : ABC of the horse

Toutes ces structures vont avoir un rôle dans la mobilité de la colonne vertébrale.

### 2.2.3 Principaux mouvements

La mobilité dorsale réside dans trois grands types de mouvements :

- la flexion-extension
- la rotation axiale
- la latéroflexion

Les différentes caractéristiques des structures énoncées plus haut, conformation osseuse, ligaments, disques intervertébraux, vont régir la mobilité de la colonne.

Les longs processus épineux de la région thoracique vont limiter les mouvements de flexion-extension et légèrement de rotation axiale. A l'inverse, les larges processus transverses des lombaires réduisent la latéroflexion et la rotation axiale en région lombaire.

La présence des côtes (T1 à T18) réduit faiblement les mouvements de flexion, latéroflexion et rotation.

Le ligament supra-épineux va largement limiter la flexion de la colonne par son inextensibilité. Il limite également la latéroflexion et la rotation axiale.

Le ligament longitudinal ventral limite les mouvements d'extension et de rotation, le dorsal n'a que peu d'effets.

Les processus articulaires très congruents en région lombaire vont limiter fortement la rotation axiale et légèrement l'extension et la latéroflexion.

#### **2.2.4 Actions musculaires**

Le tronc est suspendu par les quatre membres. La connexion des membres pelviens au rachis se réalise par l'articulation sacro-iliaque, peu mobile. La suspension des membres thoraciques, au contraire, se fait uniquement par des sangles musculaires très puissantes : les muscles dentelés, reliant l'extrémité dorsale de la scapula à la base de l'encolure et aux huit premières côtes et les muscles pectoraux reliant le sternum à l'extrémité proximale et crâniale de l'humérus.

Comme vu dans la partie précédente, les mouvements de la colonne vertébrale se décomposent en 3 principaux mouvements : la flexion-extension, la latéroflexion et la rotation

axiale. Nous ne détaillerons ici que le mouvement principal, objet de nos mesures dans cette thèse, c'est-à-dire la flexion-extension.

### ***Flexion-extension***

Les muscles permettant l'extension du dos sont positionnés dorsalement à la colonne vertébrale ; ceux permettant la flexion, ventralement. Lors de la conception d'une selle, il est nécessaire d'éviter les points de pression pouvant occasionner des plaies ou des hématomes mais aussi s'assurer que la selle n'empêche pas l'amplitude de mouvement naturel. Ces muscles sont à envisager séparément dans la région cervicale et thoracique.

#### **- Encolure :**

Les muscles extenseurs de la colonne cervicale (dont le principal est représenté par le muscle splénius) s'étendent des processus épineux thoraciques aux vertèbres cervicales et à la tête.

Les fléchisseurs sont représentés par les muscles brachio-céphalique, omo-transversaire et sterno-céphalique permettant l'abaissement de l'encolure.

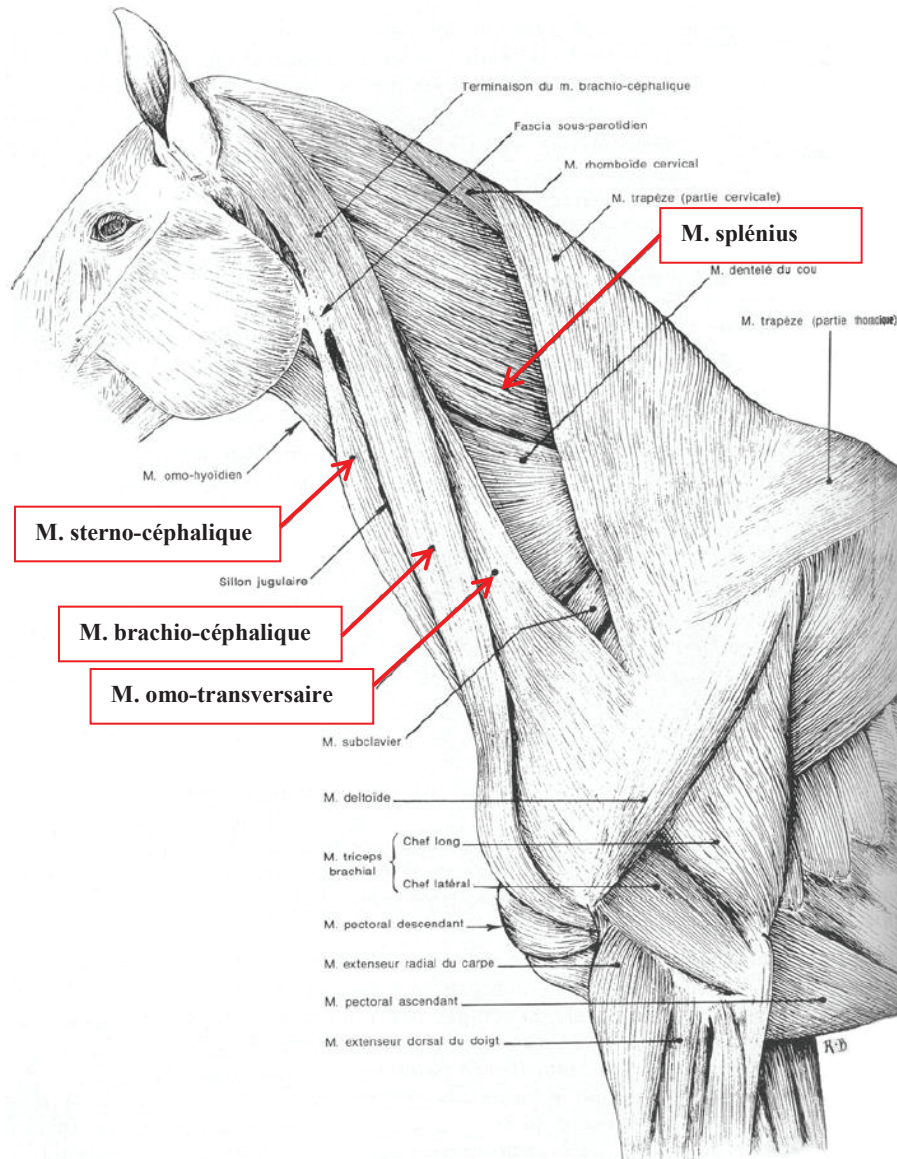


Fig. 2.7 Muscles superficiels de l'encolure. (Barone R.)

- **Colonne vertébrale thoraco-lombaire :**

Les extenseurs forment une volumineuse masse musculaire dénommée masse commune ou muscle erector spinae. Cette masse se clive crânialement en trois muscles distincts: l'illio-costal, le longissimus et l'épineux. Ceux-ci s'attachent caudalement sur l'ilium jusqu'à la base de l'encolure en s'insérant sur toutes les vertèbres et l'extrémité dorsale des côtes.



Leur insertion iliaque leur permet de basculer le bassin vers le haut et ainsi de provoquer l'extension de l'articulation lombo-sacrée.

Les muscles fléchisseurs peuvent être divisés en deux groupes :

- Les muscles de la paroi de l'abdomen (oblique externe, oblique interne, droit de l'abdomen). Leur raccourcissement provoque la flexion de l'ensemble thoraco-lombaire et de l'articulation lombo-sacrée, entraînant la bascule du bassin vers le bas.
- Le muscle ilio-psyas s'attache à la face ventrale des vertèbres lombaires et de l'ilium et se termine sur l'extrémité proximale du fémur. Il fléchit ainsi l'articulation de la hanche mais aussi l'articulation lombo-sacrée. Il participe donc aux deux composantes de l'engagement des postérieurs : la bascule du bassin vers le bas et l'avant et la flexion coxo-fémorale.

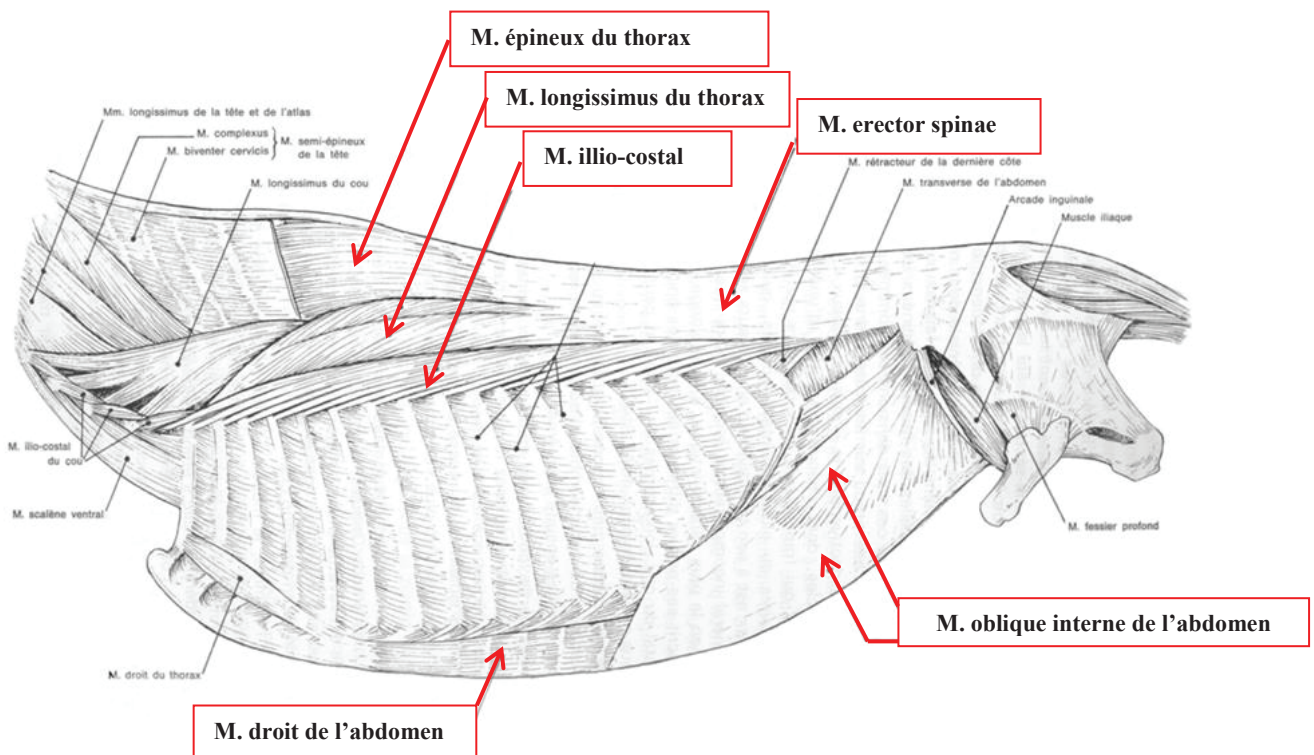


Fig. 2.8 Muscles erector spinae et oblique interne de l'abdomen (Barone R.)

### 2.2.5 Rôle dans les allures

Le trot est une allure symétrique composée de phases de suspension alternées avec des phases d'appui, les membres d'un bipède diagonal se posant alternativement. Au cours de cette allure, les mouvements de flexion-extension de la colonne thoraco-lombaire sont principalement imposés par l'inertie de la masse abdominale qui induit une extension de la colonne vertébrale thoraco-lombaire au cours de l'appui et une flexion thoraco-lombaire pendant la suspension. (Denoix, JM., 2014).

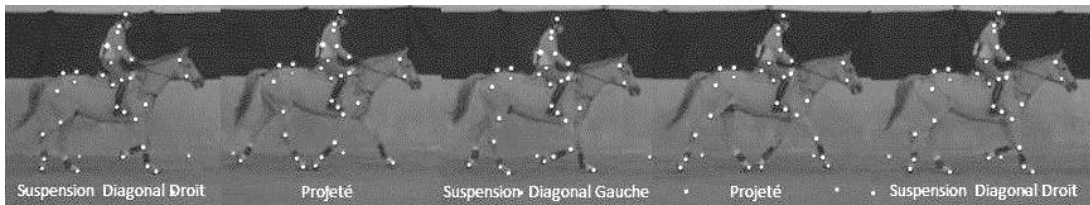


Fig. 2.9 Différentes phases du trot enlevé à main droite. Lors du trot enlevé à main droite, le cavalier se lève de sa selle lorsque le diagonal droit (i.e. antérieur droit et postérieur gauche) est au sol. Il s'assoit dans sa selle lorsque le diagonal gauche est au sol.

Le galop est une allure sautée, basculée, diagonale et asymétrique à trois temps inégaux suivis d'une phase de suspension. Lors du galop, la mécanique vertébrale est différente et se réalise par des mouvements actifs. Lors du temps de suspension du galop, deux évènements se succèdent, la suspension et la poussée des postérieurs. (Denoix, JM., 2014).

- Lors de la suspension, le relèvement de l'encolure ou extension cervicale permet la détente du ligament supra-épineux qui favorise la flexion thoraco-lombaire. Puis, l'engagement des postérieurs est rendu possible par la contraction concentrique des muscles fléchisseurs de la colonne thoraco-lombaire-sacrale.

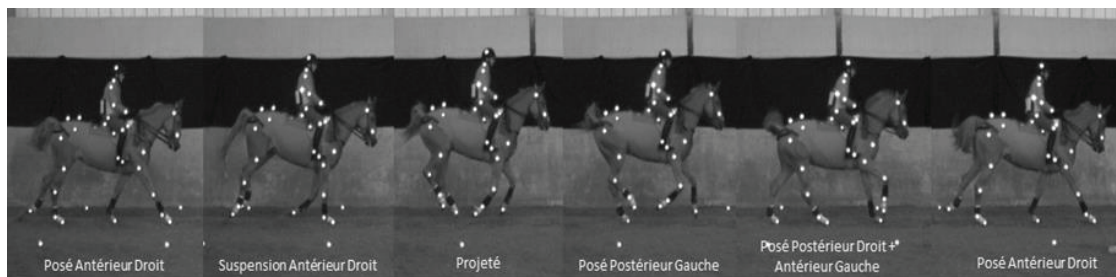


Fig. 2.10 Différentes phases du galop à droite

- Lors de la poussée des postérieurs, l'abaissement de l'encolure met sous tension le ligament supra épineux et tasse les corps vertébraux, ce qui favorise la transmission de la propulsion générée par l'arrière-main. L'extension de la colonne qui suit contribue à la propulsion.

### 2.3 Etat de l'art

Le dos du cheval peut être vu comme une entité dynamique complexe. Ces dernières années, de nombreuses études portant sur l'analyse du mouvement du dos du cheval et sur la mise en évidence des effets du cavalier ou de la selle ont été menées. Celles-ci visent notamment à mieux comprendre le fonctionnement de cette entité et à en déduire des stratégies de prévention des dorsalgies chez le cheval.

Le concept biomécanique et la description des fonctions du dos du cheval ont changé au cours du temps. Le premier à avoir décrit le concept d'axe thoracolombaire est le physicien romain Galen (129-200 AD), cité par Slijper (1946). Galen décrit le dos des quadrupèdes comme une voûte soutenue par 4 piliers : les membres. Il a fallu attendre le 19<sup>ème</sup> siècle pour

qu'un nouveau concept voie le jour sous le nom de « pont ». Les membres étaient alors considérés comme les culées du pont et dans l'espace entre ces dernières était placé le pont lui-même (Van Weeren et al., 2010). Ce concept de pont contient plusieurs erreurs, en particulier concernant la compression et la tension à l'intérieur du pont. Ce modèle a récemment été remplacé par le concept « bow-and-string » littéralement « arc et flèche ». L'arc est représenté dorsalement par la colonne vertébrale thoracolombaire relativement inflexible et la corde est formée ventralement par les tissus mous et les structures du tronc. Bien que ce modèle ne prenne pas en compte différents aspects anatomiques, notamment la flexion-extension de la jonction lombosacrée ou la rotation pelvienne autour de l'articulation coxofémorale, il reste à ce jour le modèle le plus acceptable et dont la validité a été confirmée par différentes études chez le cheval.

Il s'avère que la mécanique de la colonne vertébrale du cheval est assez mal connue, principalement par manque de connaissances objectives compte tenu de la difficulté de mesures in situ, mais aussi par la faible amplitude des mouvements élémentaires. Cependant, la colonne vertébrale du cheval est fondamentale pour sa locomotion et, dans la plupart des cas en équitation, c'est le dos du cheval qui supporte le poids du cavalier. Les connaissances biomécaniques sont donc primordiales pour une meilleure compréhension des douleurs dorsales chez le cheval. *« L'anatomie fonctionnelle et la biomécanique permettent de comprendre les grandes causes des dorsalgies, leurs origines et les conséquences physiques des différentes régions. »* (Denoix, 1999).

## 2.3.1 Etudes cinématiques

### 3.3.1.1 *Analyse du dos du cheval non monté*

Les premières études portant sur le dos du cheval se sont basées sur des pièces anatomiques (Townsend et al., 1983 ; Denoix et al., 1987). Elles ont permis de mettre en évidence et de quantifier les trois principaux mouvements de la colonne vertébrale du cheval : flexion-extension, latéro flexion et rotation axiale.

Malgré tout, ces premiers résultats obtenus sur des rachis isolés ne tiennent pas compte de l'influence de toutes les structures musculaires actives et sont donc relativement éloignés de la réalité physiologique.

Les premières publications portant sur l'étude de la colonne vertébrale du cheval in vivo non monté étaient non invasives et s'intéressaient à la cinématique dans le plan sagittal (Audigié et al. (1999) utilisant la méthode développée par Pourcelot et al. (1998)). Dans cette étude, Audigié et al. (1999) utilisent des marqueurs réfléchissants collés sur la peau le long de la ligne dorsale du cheval pour décrire les mouvements de flexion-extension du rachis thoracolombaire sur 13 trotteurs sains. Ces travaux ont permis d'analyser l'évolution au cours de la foulée de trot des mouvements de flexion-extension de trois régions de la ligne dorsale : thoracique, thoracolombaire et lombosacrée. La figure 2.11 montre cette évolution. On constate pendant la première phase de chaque poser de diagonaux une extension des trois régions. Ensuite, le dos fléchit pendant la seconde moitié de la phase de soutènement.

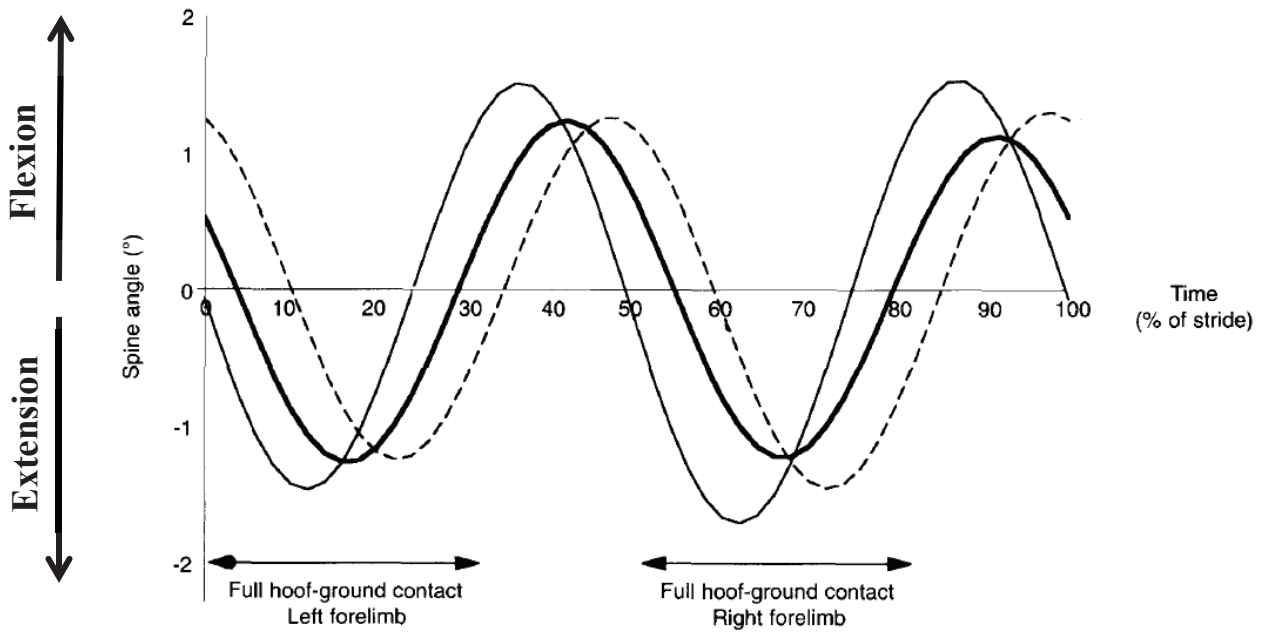


Fig. 2.11 Exemple de données échantillonnées sur 100% de foulée obtenues à partir d'un trotteur sain. Ligne simple : angle thoracique, ligne épaisse : angle thoracolombaire et ligne pointillée : angle lombosacral. Le 0% de foulée correspond au poser de l'antérieur gauche et le 0° à la moyenne des courbes. (Audigié et al., 1999).

Les amplitudes de ces trois angles dorsaux sont ainsi calculées lors du trot :  $3.9 \pm 0.7^\circ$  pour l'angle thoracique,  $2.9 \pm 0.8^\circ$  pour l'angle thoracolombaire et  $3.8 \pm 1.2^\circ$  pour l'angle lombosacral.

	Mean	IEV	IAV	IEV/IAV
<b>Maximal extension (% of stride)</b>				
Thoracic angle	11.6	2.7	2.7	1.0
Thoracolumbar angle	16.7	1.7	1.7	1.0
Lumbosacral angle	22.9	2.9	2.9	1.0
<b>Maximal flexion (% of stride)</b>				
Thoracic angle	36.3	2.9	2.5	1.2
Thoracolumbar angle	42.0	1.6	1.8	0.9
Lumbosacral angle	47.1	3.0	2.5	1.2
<b>Range of motion (°)</b>				
Thoracic angle	3.9	0.7	0.6	1.0
Thoracolumbar angle	2.9	0.8	0.4	1.8
Lumbosacral angle	3.8	1.2	0.7	1.7

Table. 2.1 Valeurs moyennes et variabilités inter- (IEV) et intra-individuelles (IAV) des instants d'apparition des pics (en % de foulée) et des amplitudes (en °) des angles du dos de 13 chevaux sains au trot. (Audigié et al., 1999).

Cependant, pour comprendre entièrement les mouvements de la colonne, il est nécessaire de l'analyser en trois dimensions pour quantifier la flexion-extension mais aussi la latéroflexion et la rotation axiale. L'étude de Licka et al. (2001) a permis d'établir des références de base sur les mouvements 3D du dos du cheval au pas et au trot sur 22 sujets sains à l'aide du mocap. Cette publication met en évidence que les mouvements latéraux du dos au trot sont relativement faibles comparés à ceux du pas et que le mouvement latéral le plus important se situe au niveau de la vertèbre lombaire L3 au pas et de la vertèbre thoracique T5 au trot. De même, les mouvements dorsoventraux (i.e. flexion-extension) sont les plus larges comparés aux deux autres types de mouvement aux deux allures.

L'étude de Cassiat et al. (2004), utilisant la méthode développée par Pourcelot et al. (2001) avait pour objectif de comparer la cinématique 2D du dos de deux groupes de chevaux à des niveaux de compétitions différents pendant un saut en liberté de un mètre (Groupe 1 :

niveau élevé ; Groupe 2 : niveau bas). Les marqueurs et leur positionnement étaient identiques à l'étude d'Audigié et al. (1999). Plusieurs paramètres étaient analysés : le déplacement vertical, la vitesse verticale et horizontale du garrot et du tuber sacrale mais aussi l'orientation du tronc par rapport à l'horizontale et les mouvements des trois régions définies dans la publication d'Audigié et al. (1999).

		<i>Group 1</i>	<i>Group 2</i>
$\alpha_{\text{back-H}} (^{\circ})$	Min2	$-0.5 \pm 1.5$	$-1.8 \pm 1.8$
	Max5	$7.1 \pm 3.1$	$5.7 \pm 1.9$
	AS-LO	$12.6 \pm 2.4$	$11.1 \pm 2.2$
	A2 = max3-min2	$29.1 \pm 3.1$	$30.5 \pm 2.2$
	A4 = max5-min4	$32.8 \pm 3.6$	$30.8 \pm 2.7$
$\alpha_{\text{T}} (^{\circ})$	Max3	$162.9 \pm 2.3$	$161.6 \pm 2.5$
	Min4	$156.4 \pm 2.8$	$153.1 \pm 4.5$
	A1 = min2-max1	$-6.1 \pm 1.6$	$-7.6 \pm 1.7$
	A4 = max5-min4	$4.3 \pm 3.1$	$7.5 \pm 2.7$
$\alpha_{\text{TL}} (^{\circ})$	Max1	$179.6 \pm 1.8$	$181.7 \pm 1.8$
	Max5	$179.6 \pm 7.6$	$181.7 \pm 2.6$
	A4 = max5-min4	$6.6 \pm 2.0$	$9.7 \pm 2.1$
$\alpha_{\text{LS}} (^{\circ})$	Max1	$200.9 \pm 2.5$	$202.5 \pm 3.5$
	Min2	$189.1 \pm 3.0$	$190.8 \pm 3.8$
	Max3	$191.1 \pm 3.0$	$193.4 \pm 3.6$
	A3 = min4-max3	$-1.2 \pm 0.9$	$-2.1 \pm 1.8$

Fig. 2.12 Moyenne  $\pm$  écart type des valeurs extrêmes et des amplitudes significativement affectées par le niveau de compétition ( $p < 0.05$ ) pour les angles du dos par rapport à l'horizontale ( $\alpha_{\text{back-H}}$ ) et les angles thoracique ( $\alpha_{\text{T}}$ ), thoracolombaire ( $\alpha_{\text{TL}}$ ) et lombosacral ( $\alpha_{\text{LS}}$ ) pour les groupes 1 et 2. Les variables sont représentées sur la Fig. 2.13 (Cassiat et al., 2004). AS-LO correspond à la suspension de la dernière foulée d'abord.



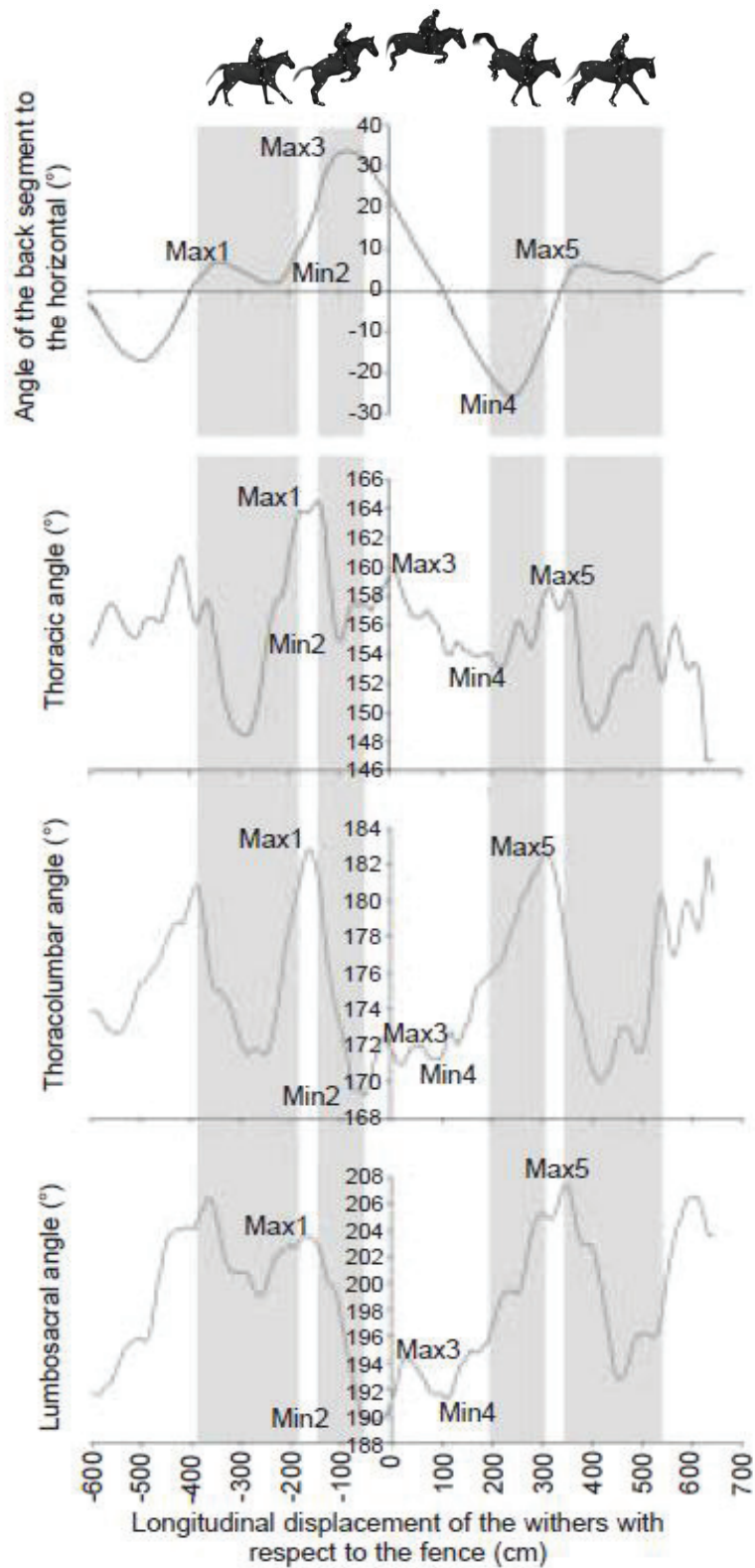


Fig. 2.13 Exemple de l'inclinaison du tronc par rapport à l'horizontale et des angles thoracique, thoracolombaire et lumbosacral lors du saut d'un obstacle vertical de 1m. Les valeurs extrêmes étudiées sont indiquées. La valeur 0 sur l'axe des abscisses représente la position du garrot au-dessus de l'obstacle. En gris, on trouve les différentes phases de saut. (Cassiat et al., 2004).

La publication démontre que les chevaux de niveau inférieur ont une flexion thoracolombaire et lombosacrée plus importante avant l'appel comparée à celle des chevaux de haut niveau. Cette même étude donne, de plus, les amplitudes de mouvement de trois régions de la ligne dorsale pour un cheval de haut niveau (pour l'angle thoracique :  $-6.1 \pm 1.6^\circ$  pour l'appel et  $4.3 \pm 3.1^\circ$  pour la réception ; pour l'angle thoracolombaire :  $6.6 \pm 2.0^\circ$  pour la réception et pour l'angle lombosacral :  $-1.2 \pm 0.9^\circ$  à la réception) (Fig. 2.13).

Malgré tout, l'utilisation de marqueurs sur la peau ne reflète pas entièrement les patterns de mouvement des structures osseuses sous-jacentes. Les études de Faber et al. présentent les résultats d'une large expérience de mesures de mouvements vertébraux pour le pas (Faber et al., 2000), le trot (Faber et al., 2001a) et le galop (Faber et al., 2001b) par l'utilisation de fixateurs Steinmann fixés sur les vertèbres suivis en 3D à l'aide d'un système mocap. Ces travaux ont été complétés par le développement d'une méthode (Faber et al., 2001c) pour estimer de façon répétable la cinématique de la colonne à partir de marqueurs cutanés. Cette technique apparaît comme hautement reproductible même dans des conditions différentes (Faber et al., 2002). La méthode présentée décrit la position dans l'espace de vertèbres données, par rapport au plan horizontal (flexion-extension) ou au plan sagittal (latéroflexion). Ces recherches ont permis de mettre en évidence que les mouvements spinaux étaient bien moins importants au trot qu'aux deux autres allures. Cela s'explique par le « gainage » du dos lors de cette allure symétrique, où les deux membres diagonaux sont couplés. Au trot, l'amplitude de mouvement de toutes les vertèbres n'excède pas  $2.8-4.9^\circ$  pour la flexion-extension et  $1.9-3.6^\circ$  pour la latéro-flexion. En revanche, au galop, les mouvements de flexion-extension sont significativement plus importants que pour les autres allures (amplitude maximale de  $15.8 \pm 1.3^\circ$ ). Ces études ont de plus quantifié la variabilité inter et intra essai. Ainsi, pour la flexion-extension, la variabilité pour un même cheval est

relativement limitée (6-8%). Le chiffre monte jusqu'à 10-16% pour la variabilité entre différents chevaux, là encore pour la flexion-extension.

### ***3.3.1.2 Cinématique spinale et dorsalgie***

Johnston et al. (2002 ; 2004) ont débuté leurs travaux sur l'influence de facteurs physiologiques sur le mouvement du dos. Ils ont montré notamment que l'amplitude de flexion-extension du dos diminue avec l'âge, indiquant que les chevaux âgés ont un dos moins souple. Cette étude montre l'importance du facteur âge dans le choix des chevaux de notre étude.

Le diagnostic de douleurs dorsales repose principalement sur des critères subjectifs, tels que la réponse à des palpations ou l'évaluation des mouvements du dos de façon qualitative. Pour objectiver ces observations, Wennerstand et al. (2004) ont réussi à discriminer les chevaux sains de chevaux dorsalgiques par l'analyse cinématique. Ces derniers présentent une diminution de l'amplitude de flexion-extension et de rotation axiale. Ils observent de plus une réduction de la longueur de foulée. Ces résultats confirment les travaux de Jeffcott (1980).

Différentes publications ont par ailleurs étudié l'effet d'injections d'acide lactique dans la musculature dorsale, simulant une douleur, sur les caractéristiques de mouvement du cheval (Wennerstand et al., 2009 ; Jeffcott et al., 1982). La cinématique du dos du cheval est ainsi modifiée sans toutefois qu'un effet soit visible sur les paramètres de foulée.

De nombreuses études montrent le rôle des muscles dans les douleurs dorsales (Stubbs et al. 2006 ; 2010).

Un cheval souffrant d'une douleur dorsale, créée ou non par la selle, modifie sa cinématique dorsale. Nous pouvons donc supposer que toute modification sur la selle créant

une gêne ou au contraire améliorant le confort du cheval lors du mouvement pourrait avoir des répercussions sur sa mobilité dorsale.

En résumé, la cinématique dorsale du cheval non monté est donc bien documentée. Toutes ces études ont permis d'obtenir une base de données conséquente sur les mouvements du dos du cheval en liberté lors des trois allures et du saut. Il n'en est pas de même dans la condition du cheval monté du fait de l'impossibilité d'utiliser les systèmes mocap classiques dans la zone thoracique sous la selle. C'est pourquoi la grande majorité des études cinématiques équinées présentées ici ne portent que sur le cheval en liberté. Nous verrons par la suite que quelques publications ont analysé l'effet de la selle et du cavalier sur la partie lombo sacrale du rachis, i.e. dans la zone située derrière la selle.

Malgré tout, l'utilisation de cette technique a permis de mieux appréhender la cinématique du dos du cheval lors de l'exercice et de donner les premières clés de compréhension des interrelations avec les dorsalgies.

De plus, un système mocap permet, même avec la selle, de calculer le centre de gravité du cheval et du cavalier dans la condition « monté ». Le couple cavalier-cheval étant un système dynamique, il est en effet utile d'évaluer les déplacements de ces centres de gravité pour l'étude de leur synchronisation, leur équilibre et leur harmonie.

### ***3.3.1.3 Centre de gravité***

#### ***Cheval***

Les données inertielles des segments nécessaires pour le calcul du centre de gravité peuvent être estimées par deux méthodes différentes. Les modèles géométriques simplifient la

forme des segments et à partir des dimensions caractéristiques de ces formes simplifiées (cylindres, troncs de cône, ellipsoïdes, ...) mesurées sur le sujet étudié, les propriétés inertielles peuvent être calculées (Van den Bogert et al., 1989). Ces modèles sont très sensibles aux erreurs de mesure et ne sont pas très efficaces pour plusieurs segments. L'autre méthode consiste à utiliser des modèles de régression basés sur des études ayant mesuré les propriétés inertielles de segments de cadavres et proposé des équations de régression permettant de les exprimer en fonction de certains paramètres mesurés sur le sujet étudié (e.g., la masse totale, la taille, ...) afin de calculer les données morphologiques de chaque segment considéré. En 2D, les données pour calculer le centre de masse par cette technique ont été publiées par Sprigings E. et Leach D. (1986) pour des chevaux de course. Les données complètes en 3D ont été fournies par Buchner et al. (1997) pour des chevaux de sport. Basée sur des données d'inertie de chaque segment, l'analyse cinématique du centre de masse a été exploitée pour comparer différentes locomotions. Sprigings E. et Leach D. (1986) ont présenté une méthode pour calculer le centre de gravité du cheval en divisant le corps du cheval en 19 parties. Ils ont ainsi disséqué et découpé trois chevaux adultes en 19 segments, pour lesquels ils ont déterminé leur masse, leur centre de gravité et sa localisation. Dans cette publication, ils présentent aussi la méthode mathématique permettant de déterminer le centre de gravité du corps complet du cheval in vivo à partir de la mesure des positions des 19 segments au moyen d'un film 2D. Pour déterminer le centre de gravité du cheval à partir du film, 19 marqueurs cinématiques étaient positionnés sur des repères anatomiques définissant les segments corporels. La première étape consistait à récupérer les coordonnées de chacun des marqueurs dans un repère commun. Les repères anatomiques permettaient de créer, pour chaque segment, une ligne de référence le long de laquelle le centre de gravité était positionné. Le centre de gravité n'étant pas toujours positionné exactement sur cette ligne, la table qu'ils ont proposé comporte également la localisation du centre de gravité du segment

dans la direction perpendiculaire à la ligne de référence. La table exprime pour cela, en pourcentage de longueur de la ligne de référence, la distance du centre de gravité le long de la ligne perpendiculaire et son point de projection sur la ligne de référence.

Enfin, les coordonnées du centre de gravité du cheval total étaient calculées par le théorème de Varignon (ou formule du barycentre) :

$$X = \sum_{i=1}^n [PW(i) \times x(i)]$$

$$Y = \sum_{i=1}^n [PW(i) \times y(i)]$$

où  $PW(i)$  est le pourcentage de la masse totale du cheval du  $i^{\text{ème}}$  segment, donné dans une table issue de leurs travaux ;  $x(i)$  = la coordonnée x du centre de gravité du  $i^{\text{ème}}$  segment ;  $y(i)$  = la coordonnée y du centre de gravité du  $i^{\text{ème}}$  segment ;  $n$  = le nombre de segments ;  $X, Y$  = les coordonnées X et Y du centre de gravité du cheval.

Segment	Horse 1	Horse 2	Horse 3	Mean
Head	20.6 (4.5)*	18.6 (4.5)	21.7 (4.0)	20.3 (4.3)
Neck	25.2 (5.5)	22.4 (5.4)	40.3 (7.4)	29.3 (6.1)
Torso	261.6 (53.5)	241.2 (58.6)	321.6 (59.2)	274.8 (57.1)
<b>Forelimbs</b>				
Right scapula-brachium	22.9 (5.0)	18.8 (4.6)	24.5 (4.5)	22.1 (4.7)
Right antebrachium	5.9 (1.5)	4.1 (1.0)	6.8 (1.3)	5.6 (1.3)
Right metacarpus	1.4 (0.6)	NA	1.4 (0.3)	1.4 (0.45)
Right digit	1.4 (0.6)	NA	1.4 (0.3)	1.4 (0.45)
Left shoulder-brachium	23.2 (5.0)	17.1 (4.2)	26.3 (4.8)	22.2 (4.7)
Left antebrachium	6.6 (1.6)	5.1 (1.2)	6.8 (1.3)	6.2 (1.4)
Left metacarpus	1.4 (0.6)	1.4 (0.3)	1.4 (0.3)	1.4 (0.4)
Left digit	1.4 (0.6)	NA	1.4 (0.3)	1.4 (0.45)
Total left forelimb	32.6 (7.8)	NA	35.9 (6.7)	34.3 (7.3)
Total right forelimb	31.6 (7.7)	NA	34.1 (6.4)	32.9 (7.1)
Total mass of forelimbs	64.2 (15.5)	NA	70.0 (13.1)	67.2 (14.4)
<b>Hindlimbs</b>				
Right thigh	34.9 (7.4)	24.9 (6.1)	34.9 (6.4)	31.6 (6.6)
Right crus	7.6 (1.8)	4.3 (1.1)	6.3 (1.2)	6.1 (1.4)
Right metatarsus	2.7 (0.8)	NA	2.3 (0.4)	2.5 (0.6)
Right digit	1.4 (0.6)	1.5 (0.4)	0.9 (0.2)	1.3 (0.4)
Left thigh	32.8 (7.0)	26.1 (6.3)	36.7 (6.8)	31.9 (6.7)
Left crus	7.7 (1.9)	4.3 (1.1)	6.3 (1.2)	6.1 (1.4)
Left metatarsus	2.5 (0.8)	NA	2.3 (0.4)	2.4 (0.6)
Left digit	1.4 (0.6)	NA	0.9 (0.2)	1.2 (0.4)
Total left hindlimb	44.4 (10.3)	NA	46.2 (8.6)	45.3 (9.5)
Total right hindlimb	46.6 (10.6)	NA	44.4 (8.2)	45.5 (9.4)
Total mass of hindlimbs	91.0 (20.9)	NA	90.6 (16.8)	90.8 (18.9)

NA Not available  
\* Mass (kg) (percentage of total mass)

Table. 2.2 Masses en kg (et en pourcentage de la masse totale) de la tête, de l'encolure, du tronc et des membres. (Springs E. et Leach D., 1986)

Segment	Distance along reference line				Distance perpendicular to reference line			
	Horse 1	Horse 2	Horse 3	Mean	Horse 1	Horse 2	Horse 3	Mean
Torso: line AB	52.9	49.9	51.6	51.5				
line CD	53.0	61.7	46.2	53.6				
Head	36.6	33.6	41.0	37.1	0.0	NA	0.0	0.0
Neck	51.1	57.4	57.6	55.4	NA	0.0	5.3	2.7
<b>Forelimbs</b>								
Right shoulder-brachium	15.4	NA	15.0	15.2	35.4	NA	36.7	36.1
Right antebrachium	39.6	51.1	41.7	44.1	0.0	0.0	0.0	0.0
Right metacarpus	50.0	50.7	50.0	50.2	0.0	0.0	0.0	0.0
Right digit	57.4	NA	57.6	57.5	9.7	NA	0.0	4.9
Left shoulder-brachium	19.0	NA	10.0	14.5	31.7	NA	43.3	37.5
Left antebrachium	37.5	51.0	37.0	41.8	0.0	0.0	0.0	0.0
Left metacarpus	50.0	50.7	50.5	50.4	0.0	0.0	0.0	0.0
Left digit	62.5	NA	54.6	58.6	0.0	NA	9.8	4.9
<b>Hindlimbs</b>								
Right thigh	50.5	48.8	44.0	47.8	0.0	5.0	2.2	2.4
Right crus	41.9	NA	NA	—	0.0	NA	NA	—
Right metatarsus	38.1	37.5	36.6	37.4	2.4	0.0	0.0	0.8
Right digit	49.5	53.0	50.6	51.0	3.7	5.0	6.4	5.0
Left thigh	47.3	43.9	50.0	47.1	0.0	6.1	0.0	2.0
Left crus	36.4	NA	42.5	39.5	2.3	NA	0.0	1.2
Left metatarsus	41.5	37.5	36.6	38.5	2.4	0.0	0.0	0.8
Left digit	54.8	NA	50.6	52.7	7.1	NA	6.4	6.8

NA Not available

Table. 2.3 Distance le long de la ligne de référence du centre de gravité du segment à partir de la partie proximale du segment et distance perpendiculaire entre la ligne de référence et le centre de gravité du segment. Cette dernière distance, mesurée à angle droit de la ligne de référence, est positive si le centre de gravité est localisé caudalement ou dorsalement à cette ligne. Toutes les valeurs sont exprimées en pourcentage de la longueur de la ligne de référence. (Springs E. et Leach D., 1986)

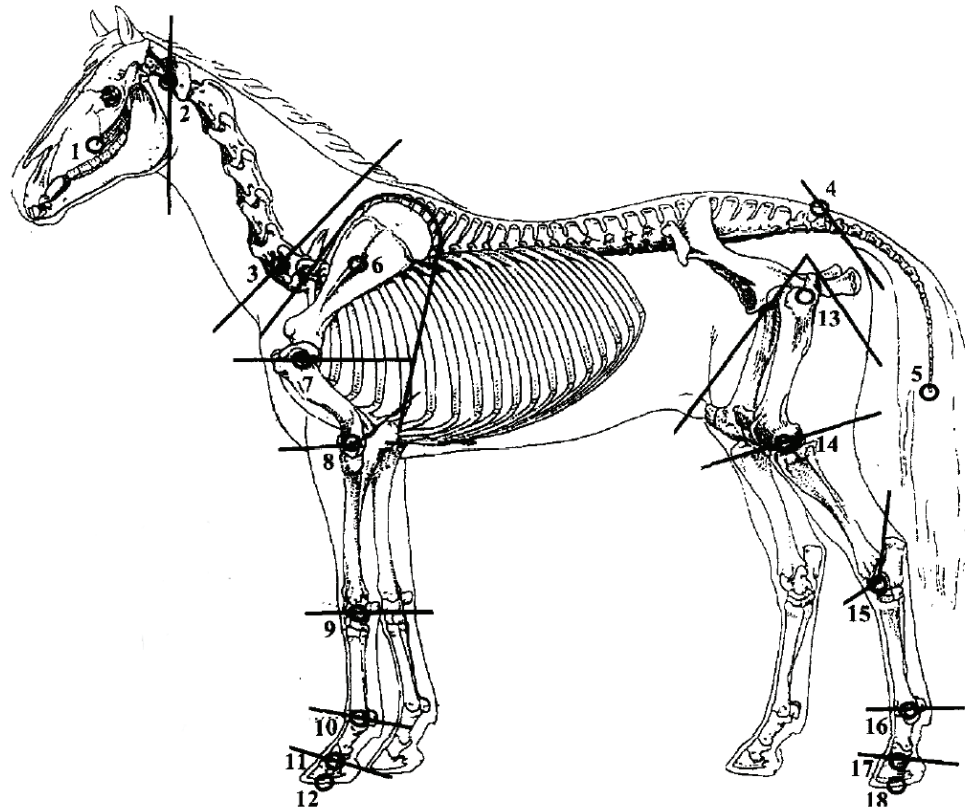


Fig. 2.14 Positionnement des marqueurs anatomiques et définition des segments (Buchner et al., 1997).

### *Cavalier*

La mesure du centre de masse du sujet humain est souvent estimée à partir de modèles anthropométriques. Deux types de modèles existent : géométriques ou de régression.

Les modèles géométriques représentent les segments corporels par des formes géométriques simplifiées et supposent la densité des segments connue et constante. Plusieurs modèles existent tels que celui de Jensen (1978) ou de Hatze (1980).

Le modèle de régression le plus connu est celui proposé par Winter (1990), reposant sur les mesures issues de dissection de cadavres de Dempster (1955). Les équations de régression ont été établies en fonction de la masse totale du corps pour la masse des segments, et de la



longueur des segments pour la position des centres de masse et les moments d'inertie segmentaires. D'autres modèles intègrent des paramètres supplémentaires. Afin de choisir le modèle le plus pertinent pour une étude, il faut s'assurer que la population initiale de référence est proche de celle étudiée. Ainsi le travail de De Leva (1996) propose un ajustement des paramètres inertiels des segments humains obtenus par Zatsiorsky et al. (1990) sur une population d'étudiants caucasiens en éducation physique. Celui-ci semble le mieux correspondre à la recherche du centre de masse chez un cavalier professionnel. A l'aide de scanner gamma, les masses relatives des segments du corps, les positions des centres de gravité et les rayons de giration de ces segments (permettant de calculer les moments d'inertie) ont été obtenus sur la population de référence. Ces données, bien que pertinentes, n'étaient pas exploitées dans les études biomécaniques du fait des marqueurs anatomiques utilisés comme points de référence pour localiser les centres de gravité des segments. En effet, certains de ces marqueurs étaient distants des centres articulaires couramment utilisés par les chercheurs comme points de référence. Les travaux de De Leva ont permis d'ajuster les positions relatives des centres de gravité et les rayons de giration des segments dans le but d'utiliser comme référence des centres articulaires ou des repères anatomiques communs. Ces ajustements ont été basés sur un nombre conséquent de données anthropométriques.

Segment	Endpoint		Mass (%mass)		CM (%length)		Sagittal k (%length)		Transverse k (%length)		Longitudinal k (%length)	
	proximal	distal	female	male	female	male	female	male	female	male	female	male
Head	VERT	MIDG	6.68	6.94	58.94	59.76	33.0	36.2	35.9	37.6	31.8	31.2
	VERT	CERV	6.68	6.94	58.94	59.76	27.1	30.3	29.5	31.5	26.1	26.1
Trunk	SUPR	MIDH	42.57	43.46	41.51	44.86	35.7	37.2	33.9	34.7	17.1	19.1
	CERV	MIDH	42.57	43.46	41.51	44.86	30.7	32.8	29.2	30.6	14.7	16.9
	MIDS	MIDH	42.57	43.46	41.51	44.86	37.9	38.4	36.1	35.8	18.2	19.7
Upper Trunk	SUPR	XYPH	15.45	15.96	20.77	29.99	74.6	71.6	50.2	45.4	71.8	65.9
	CERV	XYPH	15.45	15.96	20.77	29.99	46.6	50.5	31.4	32.0	44.9	46.5
Mid Trunk	XYPH	OMPH	14.65	16.33	45.12	45.02	43.3	48.2	35.4	38.3	41.5	46.8
Lower Trunk	OMPH	MIDH	12.47	11.17	49.20	61.15	43.3	61.5	40.2	55.1	44.4	58.7
Upper Arm	SJC	EJC	2.55	2.71	57.54	57.72	27.8	28.5	26.0	26.9	14.8	15.8
Forearm	EJC	WJC	1.38	1.62	45.59	45.74	26.1	27.6	25.7	26.5	9.4	12.1
	EJC	STYL	1.38	1.62	45.59	45.74	26.3	27.8	25.9	26.7	9.5	12.2
Hand	WJC	MET3	0.56	0.61	74.74	79.00	53.1	62.8	45.4	51.3	33.5	40.1
	WJC	DAC3	0.56	0.61	74.74	79.00	24.4	28.8	20.8	23.5	15.4	18.4
	STYL	DAC3	0.56	0.61	74.74	79.00	24.1	28.5	20.6	23.3	15.2	18.2
	STYL	MET3	0.56	0.61	74.74	79.00	51.9	61.4	44.3	50.2	32.7	39.2
Thigh	HJC	KJC	14.78	14.16	36.12	40.95	36.9	32.9	36.4	32.9	16.2	14.9
Shank	KJC	LMAL	4.81	4.33	44.16	44.59	27.1	25.5	26.7	24.9	9.3	10.3
	KJC	AJC	4.81	4.33	44.16	44.59	26.7	25.1	26.3	24.6	9.2	10.2
	KJC	SPHY	4.81	4.33	44.16	44.59	27.5	25.8	27.1	25.3	9.4	10.5
Foot	HEEL	TTIP	1.29	1.37	40.14	44.15	29.9	25.7	27.9	24.5	13.9	12.4

Table. 2.4 Table anthropométrique de De Leva. Définition des segments, des coefficients de masse et des distances par rapport au marqueur proximal. Le centre de gravité est supposé sur la droite joignant les marqueurs proximal et distal. Les 3 dernières colonnes donnent les rayons de giration.

A partir de ces données, les coordonnées  $x(i)$  et  $y(i)$  du centre de gravité de chaque segment  $i$  sont calculées

$$x(i) = x_{prox} + (coeff\ proximal) \times (X_{distal} - X_{proximal})$$

$$y(i) = y_{prox} + (coeff\ proximal) \times (Y_{distal} - Y_{proximal})$$

Le centre de gravité global est ensuite calculé par la formule :

$$X = \frac{\sum_{i=1}^n (Mi * x(i))}{\sum_{i=1}^n Mi}$$

$$Y = \frac{\sum_{i=1}^n (Mi * y(i))}{\sum_{i=1}^n Mi}$$

où  $Mi$  est la masse du  $i^{\text{ème}}$  segment obtenu par le coefficient de masse de De Leva.

### 2.3.2 Etudes des pressions

La selle doit autant convenir au cheval, dont la forme du dos change tout au long du mouvement, qu'au cavalier. La combinaison de ces deux systèmes dynamiques est complexe et les études portant sur l'interaction cavalier-cheval sont difficiles à mettre en place.

Traditionnellement, la selle est composée d'un squelette rigide, l'arçon en bois/métal, qui répartit les pressions sur le dos du cheval mais qui, même parfaitement adapté, ne peut suivre les changements de morphologie du dos au cours du mouvement. Pour analyser l'effet de la selle et du cavalier en termes de chargement sur le dos du cheval, de nouveaux outils ont vu le jour sous la forme de tapis capteurs de pression. Les données issues de ces matériels ont permis de compléter les informations de mouvement collectées par les systèmes mocap.

#### 3.3.2.1 Tapis capteur de pression – Etude de validité

Deux grand types de tapis capteurs de pression ont vu le jour dans les années 1990 : ceux à capteurs résistifs et ceux à capteurs capacitifs. Les deux techniques ont, dans un premier temps, été testées afin de mettre en évidence leur validité, leur précision et leur fiabilité. Initialement exploités dans les études humaines, les tapis ont fait l'objet de différentes publications de validation en recherche équine.

Jeffcott et al. (1999) furent les premiers à étudier la validité d'un tapis capteurs de pression sur des chevaux à l'arrêt. L'objectif de ces travaux était d'établir une relation linéaire entre la force totale (le poids) exercée par un cavalier et les pressions mesurées sous la selle en utilisant un cheval de bois et un cheval vivant à l'arrêt. Le tapis utilisé dans cette étude était un tapis FSA (Vista Medical) composé de 256 éléments piézorésistifs incorporés dans

une matrice flexible. La dimension du tapis était de 40cm par 40cm. La relation linéaire entre le poids et la pression mesurée a permis de confirmer que le tapis capteur de pression est un outil pertinent pour la mesure de pressions appliquées sur le dos du cheval. Aucune différence n'a été trouvée entre les mesures sur cheval de bois et cheval vivant, montrant qu'une surface moins rigide n'influençait pas le poids total transmis par la selle. L'étude s'est aussi intéressée au mouvement du centre de pression lors des trois allures et a pu mettre en évidence des patterns propres à chacune des allures.

Ces travaux ont été complétés par les publications de De Cocq et al. (2006 ; 2009). Le tapis utilisé dans l'étude de De Cocq et al. (2006) était également un tapis FSA à capteurs piézorésistifs. Il était calibré entre 0-40kPa. L'objectif était de tester le système de mesure de pression sous la selle pour à la fois évaluer sa validité et sa fiabilité et s'assurer de son efficacité à discriminer l'adaptation d'une selle. La validité a été testée en calculant le coefficient de corrélation de Pearson entre les pressions totales mesurées et le poids de 28 cavaliers différents. Ce coefficient était de 0.97 une fois le poids de la selle et la force de sanglage corrigés (0.96 sans correction). Le coefficient de corrélation de la dérive au cours des mesures a aussi été calculé. Pour cela, les capteurs étaient soumis à des pressions de 0-40 kPa par paliers de 4 kPa. Ces mesures ont été réalisées juste après le calibrage puis à la fin de la journée de mesure. Un test de Student apparié était utilisé pour comparer les deux séries de mesures. Les coefficients de corrélation de dérive augmentaient de 3.9 juste après le calibrage à 15.4 après la mesure. Dans cette même étude, la fiabilité et le pouvoir discriminant du tapis capteur de pression par rapport aux différentes méthodes d'ajustement de la selle (« saddle fitting » en anglais) ont été évalués par des prises de mesures appariées hautement standardisées dans lesquelles l'ajustement de la selle était quantifié par des valeurs de pression d'air à l'intérieur des panneaux de la selle. Pour les selles dont l'ajustement a été

réalisé pour contrer des asymétries chez les chevaux, le tapis était capable de détecter ces différences de pression entre les panneaux dans l'aire caudale de la selle mais non dans l'aire crâniale. Cette étude a, de plus, mis en évidence que le tapis donnait des résultats valides et fiables seulement dans des conditions très standardisées. Les coefficients de corrélation intra-classes à l'intérieur d'un même essai étaient excellents mais ils variaient de mauvais à excellent entre les essais et la variation totale de pression était élevée. Cette étude a permis de conclure que l'utilisation des tels instruments nécessitait des conditions très standardisées et que des améliorations en particulier sur la dérive au cours des mesures étaient nécessaires.

L'étude de De Cocq et al. (2009) avait comme objectif d'évaluer la validité et la fiabilité d'un autre tapis capteurs de pression pour analyser la position et l'effet du matériel sur le dos du cheval. Il s'agissait du tapis Novel, de la firme Pliance, composé de 256 capteurs capacitifs qui mesurent et enregistrent les pressions perpendiculaires à leur surface. L'essai était réalisé cheval à l'arrêt. Les cavaliers, expérimentés, prenaient différentes positions avec ou sans poids additionnels. Les coefficients de corrélation de Pearson entre les forces mesurées et le poids du cavalier ont été calculés et les coefficients de corrélation intra classe ont été analysés pour étudier la répétabilité. L'étude montre une corrélation très bonne entre le poids du cavalier et les forces mesurées lorsque le tapis Novel n'a pas été bougé (0.868 à 0.982). La dérive au cours d'une journée de mesure est de plus acceptable. Malgré tout un calibrage quotidien du système s'est avéré nécessaire lors de campagnes de mesures longues. L'étude montre aussi que la répétabilité est très moyenne concernant les pics de pression (0.562 à 0.872 tapis fixe, 0.020 à 0.776 lorsque le tapis a été déplacé puis repositionné). Ainsi, afin d'assurer la validité des mesures de pression, il est important que le tapis reste immobile lors de l'essai, que le cavalier monte à l'aide d'un marche pied et que le sanglage soit symétrique. Cette étude montre de plus que l'intensité des forces appliquées sur le dos du

cheval augmente avec le poids du cavalier et avec une vitesse croissante de déplacement du cheval.

### ***3.3.2.2 Analyse de l'effet de la selle sur le dos du cheval***

#### ***Variables mesurées par le tapis capteurs de pression et limites***

Différents paramètres peuvent être mesurés à partir d'un tapis capteurs de pression : aire de contact, force totale moyenne sur tapis entier ou sur des zones d'intérêt, pression moyenne des capteurs soumis à une pression, aire soumise à une pression supérieure à un seuil donné ... De Cocq et al. (2006) ont montré que certaines de ces variables n'étaient pas fiables, car peu répétables, comme les pics de pression contrairement à la force totale (Coefficient de Pearson entre 0.56 et 0.87 vs 0.87 et 0.98 respectivement).

Plusieurs études (Nyikos et al., 2005 ; Mönkemöller et al., 2005) ont suggéré que la valeur seuil de 11kPa pouvait être considérée comme pression moyenne « acceptable » exercée par la selle sur le dos du cheval au trot assis. Cette donnée a été déterminée en corrélant les pressions exercées sur le dos du cheval mesurées par le tapis Novel avec l'évaluation des douleurs dorsales chez le cheval. Cependant, cette valeur seuil est basée sur un petit nombre de chevaux (26) avec ou sans douleurs dorsales et les autres paramètres pouvant influencer le profil de distribution des pressions n'étaient pas étudiés (boiteries, torsion du cavalier, selle mal adaptée).

Des selles mal adaptées ont été associées à l'apparition de douleur dorsale chez les chevaux (Harman, 1999 ; Jeffcott et al., 1999). Ainsi, pour Harmann (1999), des pressions supérieures à 2 N/cm<sup>2</sup> (20 kPa) témoignent d'une selle mal adaptée. L'étude recommande une

moyenne de 0.67 N/cm<sup>2</sup> (6.7 kPa) pour une selle parfaitement adaptée. Cependant, ces valeurs limites ont été établies de manière relativement empirique.

Les données de pression obtenues sont de plus soumises à certains biais. Le tapis s'adapte à la forme du cheval et chaque capteur n'enregistre que les forces normales à sa surface. Ainsi les forces mesurées normales à une surface non horizontale sont une sous-estimation de la véritable force verticale (ceci est plus particulièrement vrai dans la région du garrot). Ainsi, les données collectées peuvent être influencées par la forme du dos du cheval et l'angle d'incidence des forces.

### ***Etudes de l'effet de la selle et du cavalier***

Le tapis capteur de pression a permis de répondre à certaines interrogations portant sur la relation entre le cavalier, la selle et le cheval. Von Peinen et al. (2009) ont ainsi montré les relations entre le pattern de pression durant une foulée de pas et les mouvements du cheval et de son cavalier. Ils retrouvent ainsi les huit temps du pas (poser et lever des membres) et la symétrie des allures sur les patterns de pression.

Clayton et al. (2013) ont mis en évidence des différences de forces et de profils de pression entre une monte à cru et avec une selle traditionnelle au trot. Ainsi, l'utilisation de la selle est associée à une aire de contact plus grande et une moyenne des forces plus importante. Malgré une moyenne des forces totale plus faible, la monte à cru présente des pressions moyennes élevées dans certaines zones (7.2 kPa vs 6.3 kPa), une pression maximale durant l'essai supérieure (50 kPa vs 21 kPa) et une aire de pressions supérieures au seuil de 11 kPa plus large. La transmission du poids du cavalier est en effet localisée sous ses ischions lorsqu'il monte à cru, alors que la selle contribue à mieux répartir ces pressions.

En complément, les cavaliers utilisent des amortisseurs ou tapis intercalés entre la selle et le dos du cheval, ces derniers étant censés diminuer les pressions et améliorer leur distribution. Toutefois, ces avantages supposés n'ont pas été prouvés scientifiquement. Les études de Kotschwar et al. (2010a ; 2010b) montrent au contraire que la majorité de ces accessoires n'ont aucun effet sur la distribution et peuvent même créer des points de pression localisés. Dans la première étude (Kotschwar et al., 2010a), l'objectif était d'évaluer les forces agissant sur le dos du cheval et l'éventuelle distribution des pressions par l'utilisation d'amortisseur sous une selle adaptée. Pour cela, 16 chevaux ont été montés par un seul cavalier expérimenté au pas et au trot assis sur un tapis roulant. Quatre selles de dressage étaient à disposition pour choisir celle la plus adaptée pour chaque cheval et quatre amortisseurs différents étaient testés : gel, cuir, mousse, fourrure de renne. Une mesure de contrôle était faite sans amortisseur et les mesures étaient réalisées sans déplacement du tapis capteurs de pression Novel. La selle était repositionnée par rapport au rang des capteurs pour assurer une position identique entre les essais de chaque amortisseur. La force moyenne maximale (MOF), considérée comme le paramètre le plus important pour évaluer l'adaptabilité de la selle, et la distribution des pressions dans la direction longitudinale et transversale ont été analysées. Une diminution significative de la MOF était interprétée comme une amélioration de l'adaptabilité de la selle. Seul l'amortisseur en fourrure de renne a permis une diminution significative de la MOF de 1005 N à 796 N au pas et de 1650 N à 1437 N au trot comparé à la mesure de contrôle. La distribution longitudinale et transversale était aussi améliorée par la fourrure de renne au trot comparé à la condition sans amortisseur. Les autres tapis amortisseurs n'avaient aucun effet.

La seconde étude de Kotschwar et al. (2010b) avait pour objectif d'analyser l'effet de ces mêmes amortisseurs avec l'utilisation d'une selle mal adaptée (arçon trop large) à l'aide du



même protocole. Les résultats montrent qu'au pas la mousse et le gel diminuent significativement la MOF dans 44.4% des cas, alors qu'au trot cette diminution est obtenue grâce au gel et à la fourrure de renne dans 61.1% des cas. Malgré tout, aucun des amortisseurs n'a permis de diminuer significativement la MOF pour le groupe entier. Chaque amortisseur peut augmenter ou diminuer la MOF sous la selle au pas et au trot mais aucun de ceux testés n'ont permis de réduire les forces sur le dos ou d'améliorer la distribution de pression sur la majorité des chevaux. Les auteurs concluent que le choix d'un amortisseur pour optimiser l'adaptabilité d'une selle doit se faire en prenant en compte les particularités de chaque cheval.

En parallèle, des selles sans arçon, plus flexibles, ont vu le jour avec l'avantage de pouvoir suivre les déformations du dos du cheval au cours du mouvement par rapport à une selle classique. Différents types existent à ce jour. Seules quelques-unes ont été analysées avec le tapis capteurs de pression (Latif et al., 2010 ; Belock et al., 2012). Ces études montrent que les forces sont alors localisées sur une petite aire d'application sous les ischions du cavalier. L'aire avec des pressions supérieures à 11KPa est donc finalement plus importante pour les selles sans arçon. Récemment, Clayton et al. (2014) ont comparé les forces et les distributions de pression exercée par une selle de dressage classique et une sans arçon. Les résultats montrent qu'il n'y a aucune différence sur l'aire de contact ou sur les variables de force entre les selles. Cependant, la pression moyenne du tapis, la pression maximale de chaque capteur et l'aire soumise à une pression supérieure à 11 kPa sont significativement plus élevées pour la selle sans arçon.

L'adaptation de la selle au dos du cheval passe également par le positionnement du sanglage et le choix du matériau utilisé pour la conception des panneaux. Byström et al. (2010) ont ainsi étudié l'influence du placement des sanglons (droit ou en V) et du matériau

utilisé (laine ou mousse synthétique) sur le pattern de pression de la selle au cours du trot enlevé, du trot assis et lors du galop assis. Trois selles ont ainsi été analysées et différents paramètres ont été étudiés tels que la force maximale totale lors de la foulée, l'aire avec une pression moyenne de foulée supérieure à 11 kPa et le pic de pression sur chaque cadran du tapis. Dans cette étude, le tapis était divisé en quatre parties égales. Les auteurs ont montré qu'avec les panneaux en mousse, les pressions maximales lors de la foulée augmentent de 7-12% dans la partie caudale de la selle. De plus, l'aire de contact avec une pression > 11 kPa augmente de 114 cm<sup>2</sup> au trot et de 127 cm<sup>2</sup> au galop. Le sanglage en V augmente cette même aire de 53 et 38 cm<sup>2</sup> au trot et au galop respectivement.

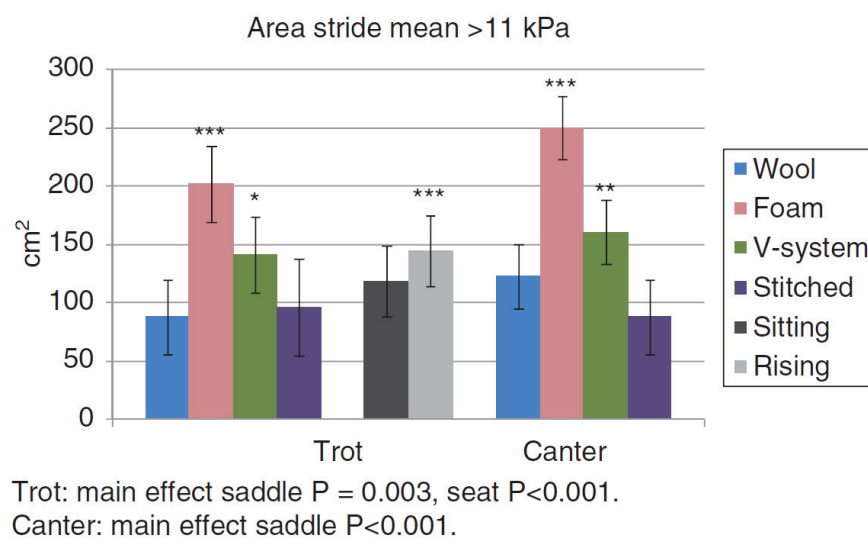


Fig. 2.15 Aire avec des maxima de pressions > 11kPa déterminée à partir des mesures de pression sous les selles pendant le trot enlevé, le trot assis et le galop assis avec quatre selles différentes. Wool : panneaux en laine avec sanglage droit, Foam : Panneaux en mousse avec sanglage droit, V-system : Panneaux en laine avec sanglage en V, Stitched : Selle du commerce, panneaux laine avec le même arçon. \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$  \*\*\* $P < 0.001$ .

Cette étude montre aussi des différences en termes de distribution de pression entre le trot assis et enlevé. Ainsi au trot enlevé, il y a une augmentation notable de pression sous la partie

crâniale de la selle. Pour les autres parties, la pression maximale décroît significativement. De plus, l'aire sous la selle avec une pression moyenne  $> 11$  kPa et l'aire avec une pression minimale  $> 4.67$  kPa deviennent plus importantes. Les auteurs mettent aussi en avant que plusieurs facteurs autres que la selle (vitesse, cheval, cavalier) ont eu une influence significative. Enfin, ils concluent que la laine semble être la meilleure option comparativement à la mousse utilisée dans cette étude. Malgré tout, de nombreux types de mousse existent et il est impossible de statuer que la laine est plus performante en termes de pression. Cette étude a cependant permis de quantifier et de caractériser les effets des différentes parties de la selle.

L'étude de Ramseier et al. (2013) portait sur l'analyse de la distribution des pressions de trois selles utilisées pour les chevaux islandais et sur leur effet en termes de force de réaction du sol, de mouvements des membres et de position du cavalier au pas et au trot. Pour cela, 12 chevaux islandais ont été montés par deux cavaliers au pas et au tölt (allure naturelle à quatre temps durant laquelle le cheval a toujours au moins un pied au sol) sur un tapis roulant instrumenté. Un cheval n'était monté que par un même cavalier. Les trois selles étaient une selle islandaise, une selle de dressage et une selle sans arçon. Elles différaient aussi sur la localisation du point bas du siège. L'hypothèse était que la selle avec le point bas le plus caudal chargerait le dos du cheval plus caudalement que les autres mais n'influencerait pas les mouvements des membres du cheval. Différents paramètres ont été analysés à partir du tapis capteurs de pression. L'aire maximale de contact sous chaque selle était déterminée automatiquement comme l'aire avec les capteurs ayant une pression  $> 2$  kPa pendant au moins 1% du temps de foulée. L'aire totale de pression était subdivisée en trois zones : crâniale, intermédiaire et caudale, de même longueur. Pour chaque tiers et à chaque instant de la foulée normalisée, l'aire de contact, la force et la pression moyenne étaient calculées. En

complément, l'étude s'intéressait à la pression maximale moyenne de chaque tiers et au moment d'occurrence au cours de la foulée. Le COP était aussi analysé. Pour les variables cinématiques, l'amplitude et les extrêmes du positionnement de la tête, de la protraction et de la rétraction des antérieurs et postérieurs étaient entre autres calculés. L'amplitude de mouvement de l'angle de buste du cavalier était de plus analysée. L'étude montre qu'avec la selle sans arçon les pressions étaient plus importantes sous la partie crâniale de la selle alors que les selles avec arçon induisaient des pressions plus importantes sous la partie intermédiaire. Les selles n'avaient pas d'influence sur le pattern de mouvements des membres. L'analyse des paramètres issus du tapis capteurs de pression a permis de discriminer des effets notables entre les trois selles sur la distribution des pressions. En revanche, le dos n'était pas chargé plus caudalement avec la selle islandaise comparée à la selle de dressage. De plus, le type de selle n'avait pas d'influence sur les mouvements des membres.

### ***Effet d'une selle mal-adaptée***

Différentes études ont de plus essayé d'analyser l'effet d'une selle mal adaptée sur le dos du cheval. Les principales anomalies dans l'adaptation des selles sont d'ores et déjà connues et plusieurs fois mises en évidence (Nyikos et al., 2005 ; Greeve et al., 2014). Elles concernent la distribution des pressions, des asymétries, des panneaux trop courts ou encore des gouttières trop étroites.

Meschan et al. (2007) ont réalisé des comparaisons intra individuelles pour s'affranchir de la vitesse et du pattern de mouvement propre à chaque cheval (19 chevaux dans l'étude). Ils ont étudié une selle trop large, trop étroite et une selle adaptée au dos du cheval en changeant simplement la largeur de l'arcade. La selle trop large présentait des pressions plus importantes que la selle adaptée dans la zone transverse. La selle trop étroite engendrait un effet pont avec

des pressions localisées en zones crâniale et caudale. Globalement, les pressions sous une selle mal adaptée sont donc distribuées sur une surface plus faible pouvant potentiellement occasionner des pics de pression douloureux.

Une selle mal adaptée peut provoquer des gonflements locaux liés à l'hypoxie des tissus et augmenter les forces sur l'interface os-muscle. On constate souvent une altération de la production de sueur induite par des problèmes de perfusion. Ainsi Von Peinen et al. (2010) ont cherché à mettre en relation les manifestations cliniques des plaies sous les selles avec l'amplitude des pressions au niveau du garrot. Un groupe (A) de 16 chevaux avec des points secs après exercices était comparé à un groupe (B) de 7 chevaux présentant de sévères lésions dues à la selle au garrot et à un groupe contrôle (C) de 16 chevaux. Les mesures ont été réalisées aux trois allures et les pressions moyennes et maximales ont été comparées. Pour les deux paramètres, les valeurs de pression étaient significativement plus élevées pour les groupes A et B aux trois allures.

	PAS			TROT			GALOP		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Pmoyenne (kPa)	15.3	24.0	7.8	18.1	29.7	9.8	21.4	28.6	10.9
Pmax (kPa)	30.6	38.9	13.4	43.4	53.3	21	48.9	56	24.7

Table. 2.5 Table présentant les valeurs de pression moyenne et pression maximale en kPa sur les trois groupes de chevaux lors des trois allures. (Von Peinen et al., 2010).

Les auteurs ont aussi montré que la variable pression moyenne était plus répétable que la pression maximale.

L'utilisation du tapis capteurs de pression dans l'analyse de l'effet de la selle dans la condition « monté » a permis de discriminer de nombreux paramètres concernant l'adaptabilité de la selle au dos du cheval. Cet outil est ainsi capable d'analyser finement les différences entre plusieurs types de selle concernant autant la forme globale de la selle que les matériaux constituant les panneaux. Les résultats de ces études permettent, de plus, de définir les paramètres pertinents et leur exploitation lors de la mise en place d'un protocole de mesure de pression.

### ***3.3.2.3 Interaction cavalier-selle-cheval***

L'analyse de l'interaction cavalier-selle-cheval est primordiale pour mieux réussir à appréhender les relations entre ces parties. En effet, chacune a une influence sur l'autre. Pour analyser ces relations, il est nécessaire de pouvoir standardiser ou suivre chaque élément de ce triptyque.

Peham et al. (2004) ont montré l'influence du cavalier et d'une selle mal adaptée sur la variabilité des allures du cheval évoluant sur tapis roulant à l'aide d'un système mocap. Ils ont montré que la variabilité de la vitesse et de l'accélération dans l'axe longitudinal est plus faible lorsque le cheval est monté. Ils en ont conclu que le cavalier tend à stabiliser les allures du cheval. Ils ont par ailleurs trouvé le même résultat que le cheval soit monté avec une selle adaptée vs mal adaptée. Cette dernière augmente néanmoins la variabilité de vitesse et d'accélération en direction transverse.

De Cocq et al. (2004) ont analysé l'effet de la selle et d'un poids inerte (75kg) sur les mouvements de la jonction lombosacrée et sur la protraction et rétraction des membres en utilisant la méthode développée par Faber et al. (2001c, 2002) et un système mocap. Dans cette étude, le poids induisait une extension de la région lombosacrée sans modification de l'amplitude de mouvement et augmentait la rétraction des antérieurs et des postérieurs ainsi que la protraction des antérieurs. L'étude de De Cocq et al. (2009) complète ces données en analysant l'effet du trot assis et enlevé sur les mouvements de la région lombaire et lombosacrée avec la même méthode de calcul sur 12 chevaux montés par un cavalier de niveau intermédiaire. Au trot enlevé, la flexion maximale de la région lombaire était similaire à la condition non montée tandis que l'extension maximale était similaire à celle du trot assis. Pour les vertèbres lombaires L3 et L5, l'amplitude de flexion-extension était plus importante lors du trot enlevé et assis comparée à la condition non montée.

De Cocq et al. (2010) se sont également intéressés à la charge appliquée sur le dos du cheval dans la condition du trot enlevé et assis en utilisant une analyse cinématique afin de s'affranchir de l'utilisation du tapis Novel. Pour cela, l'accélération du centre de masse (COM) du cavalier a été exploitée pour déterminer la force verticale et horizontale appliquées au dos du cheval. 13 cavaliers et deux chevaux ont été utilisés. Les données ont été présentées sous la forme d'une force normalisée par le poids du cavalier. La force verticale moyenne était identique entre les deux types de trot et était égale à  $0.96 \pm 0.09$ . L'étude a également montré que le pattern de force possède deux pics correspondant aux deux phases d'une foulée de trot pour les deux conditions. Au trot assis, les deux pics ont des valeurs proches,  $2.54 \pm 0.30$  versus  $2.92 \pm 0.29$ . Pour le trot enlevé, le premier pic, correspondant au moment où le cavalier est assis dans sa selle, est supérieur au second lorsque ce dernier est en équilibre sur ses étriers ( $3.11 \pm 0.39$  et  $1.95 \pm 0.34$ ). Les résultats corroborent les études de Peham et al.

(2008, 2009) qui exploitaient le tapis capteurs de pression. Dans ces études, la différence du premier pic entre les deux conditions n'apparaissait pas de façon significative. Cependant, le tapis de pression utilisé par Peham et al. (2008) mesurait les forces normales aux capteurs. Une autre différence résidait dans le fait que l'étude de De Cocq et al. (2010) ne prenait pas en compte le poids et l'accélération de la selle contrairement à la mesure réalisée par le tapis.

Plusieurs études ont analysé l'effet de la technique du cavalier sur la façon dont le cheval bouge et l'interaction entre le cheval, la selle et le cavalier. A l'aide de la cinématique 3D, Lagarde et al. (2005) ont ainsi étudié les patterns de mouvements du cheval et d'un cavalier expérimenté ou d'un cavalier débutant au cours du trot. Ils ont montré que le cavalier expert présentait une synchronisation parfaite et continue avec le mouvement du cheval. Ceci était accompagné d'une augmentation de la régularité temporelle des oscillations du tronc du cheval. A l'inverse, le cavalier débutant présentait un décalage avec les mouvements du cheval. Ces différences entre les deux niveaux du cavalier montrent entre autre que la synchronisation des mouvements s'acquiert avec la pratique. De plus, le cavalier expert possédait des mouvements fluides et flexibles absorbant les mouvements du cheval à l'inverse du cavalier débutant.

Une étude récente de Greve et al. (2014) s'est également intéressée aux relations selle-cavalier-cheval. L'objectif était d'apporter des associations entre les données issues d'analyses cliniques (n=506) et celles apportées par les cavaliers via un questionnaire (n=205). Cette étude a montré que le phénomène de selle qui tourne était significativement associé avec une boiterie des postérieurs et des anomalies des allures. Les douleurs dorsales chez le cavalier étaient également associées à des selles mal adaptées. Les petites asymétries du dos du cheval sont positivement associées aux selles mal adaptées et négativement associées avec le niveau du cavalier. De plus, les selles les plus adaptées sont celles qui ont



été régulièrement regardées par un professionnel de la sellerie. Enfin les auteurs concluent que les données issues du questionnaire ne sont pas toujours en accord avec l'examen clinique pour certains paramètres et qu'une meilleure sensibilisation des cavaliers et entraîneurs est nécessaire.

L'effet de la selle et l'interaction cheval-cavalier ont donc fait l'objet de plusieurs études utilisant alternativement tapis capteurs de pression et analyse cinématique. Elles ont montré les diverses actions qu'une selle adaptée ou non-adaptée pouvaient avoir en terme de répartition de pression sur le dos du cheval et la difficulté à déterminer ce qui était bénéfique ou non à son confort. L'effet du cavalier est encore peu documenté mais ce dernier a un impact quantifiable sur les paramètres biomécaniques du cheval. Il reste que la région thoracique n'a jamais fait l'objet de ces analyses alors qu'elle supporte la selle et le poids du cavalier.

### 2.3.3 Étude des forces sur les étriers

Pour compléter les données enregistrées par le tapis capteurs de pression et afin de mieux comprendre les forces exercées par le cavalier sur le cheval, Van Beek et al. (2012) ont étudié la force exercée par le cavalier sur ses étriers. Dans cette étude, 5 chevaux et 23 cavaliers (61kg en moyenne) ont participé. Les mesures ont été réalisées au trot assis et enlevé et les enregistrements des forces étaient synchronisés à ceux des mouvements du cavalier à l'aide d'un film. Les forces étaient ensuite normalisées en les divisant par le poids du cavalier.

Cette étude a montré que chaque foulée présentait deux pics de force, quel que soit le type de trot, représentant bien les deux rythmes de cette allure symétrique sautée. La hauteur de ces pics (force d'un étrier (N)/poids du cavalier (N)) était de  $1.17 \pm 0.28$  et  $0.33 \pm 0.14$  au trot enlevé et  $0.45 \pm 0.24$  et  $0.38 \pm 0.22$  au trot assis.

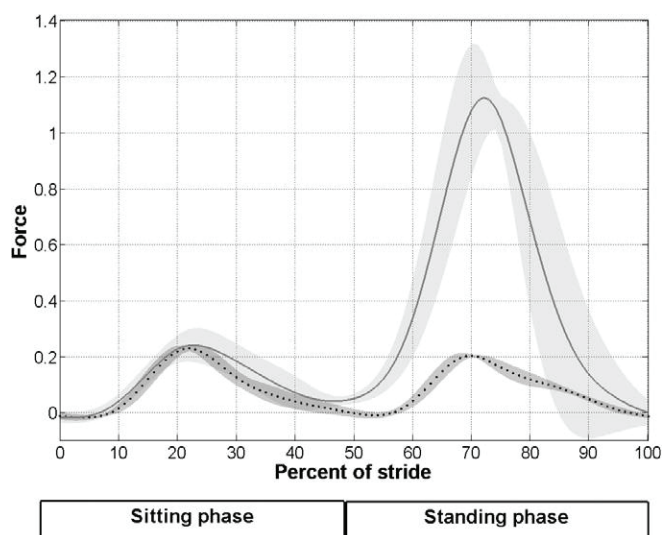


Fig. 2.16 Force exercée sur un étrier pendant le trot assis et le trot enlevé pour un cavalier et position du cavalier au trot enlevé. Les courbes présentent les moyennes, les aires grisées les écarts-types. ----- : trot enlevé ; . . . . : trot assis. Les forces sont exprimées sans dimension (Ratio de forces/ Poids du cavalier).

Une différence significative a été trouvée entre les pics les plus hauts du trot assis et enlevé ( $P < 0.001$ ) correspondant au moment où le cavalier est debout sur ses étriers lors du trot enlevé. Une différence significative a aussi été mise en évidence entre les deux pics d'une même foulée pour le trot assis et enlevé ( $P < 0.001$ ). Le cavalier impose donc plus de force sur les étriers pendant le trot enlevé que lors du trot assis. L'étude conclut que la confrontation de données issues des pressions exercées par la selle et les forces exercées sur les étriers pourraient permettre d'améliorer la compréhension de l'effet du cavalier sur le cheval

L'utilisation de capteurs de force miniaturisés placés entre l'étrivière et l'étrier permet donc d'obtenir des informations complémentaires aux forces et pressions mesurées sur le dos du cheval par le tapis capteurs de pression. La complémentarité des deux matériels est intéressante pour réussir à objectiver au mieux l'effet du cavalier sur la biomécanique dorsale du cheval et justifie d'utiliser ces deux types de matériel dans de futures études.

#### **2.3.4 Utilisation des centrales inertielles en analyse du mouvement équin**

Les limites actuelles des systèmes d'analyse du mouvement en 3D (mocap), ont déjà été abordées au cours de ce chapitre. Dans le cas de l'analyse des mouvements du dos du cheval sellé, la plus restrictive est l'impossibilité de placer des marqueurs réfléchissants sous la selle. A ceci s'ajoute, dans le cas de travaux aux trois allures et lors du saut, l'étroitesse du champ cinématique qui impose l'analyse d'un nombre restreint de foulées. La solution serait d'augmenter le nombre de caméras, mais le coût prohibitif d'un tel système est un réel frein. De plus, même si des améliorations conséquentes ont été réalisées, la difficulté d'exploiter un mocap dans un environnement extérieur non standardisé (luminosité extérieure et animal vivant) complique son utilisation.

Face à ce constat, le développement de systèmes inertiels (IMU) permet d'ouvrir de nouvelles possibilités. En effet, de tels outils deviennent indépendants de l'environnement extérieur, sont développés à bas coût et ouvrent de nouvelles perspectives sur l'analyse du mouvement. Ils présentent malgré tout plusieurs limites qui seront détaillées par la suite.

Les capteurs inertiels sont communément composés d'un accéléromètre tri-axes, d'un gyroscope tri-axes et d'un magnétomètre tri-axes. Cette configuration de neuf axes est fréquemment proposée pour combiner la bonne réponse dynamique du gyroscope avec l'inclinaison sans biais et le cap donnés par l'accéléromètre et le magnétomètre dans les conditions statiques.

L'orientation des capteurs inertiels est couramment estimée par l'utilisation des algorithmes de fusion de données qui exploitent la complémentarité des capteurs pour obtenir la compensation d'erreur optimale. Il est important de noter que, parce que le gyroscope et l'accéléromètre ont un référentiel interne, chaque IMU calcule l'orientation du référentiel terrestre global par rapport au référentiel interne du capteur. Un mauvais calibrage ou une altération des paramètres de calibrage des capteurs ou une distorsion du champ magnétique local peuvent altérer le calcul de l'orientation de l'IMU dans le repère terrestre global.

Le déplacement linéaire des IMUs peut être estimé en réalisant une double intégration de l'accélération une fois que le vecteur gravité a été soustrait. Malgré tout, les erreurs inhérentes à ce calcul donnent des résultats peu concluants. De plus, seule la position relative d'un IMU par rapport à lui-même à un autre instant peut-être obtenue.

Plusieurs équipes ont déjà travaillé sur le cheval avec ce système. Les IMUs ont été récemment validés comme une méthode précise et répétable pour évaluer des déplacements chez le cheval.

Pfau et al. (2005) ont présenté une des premières études exploitant les IMUs (centrales Xsens) chez le cheval. L'objectif était de valider l'utilisation des IMUs pour obtenir les données de déplacement du dos pendant des mouvements cycliques. Ils ont développé dans cette publication une méthode permettant de déterminer la dérive des déplacements linéaires des IMUs par intégration des signaux. L'approche proposée est basée sur la nature cyclique des mouvements lors desquels la trajectoire du capteur est contrainte à revenir à son point de départ. Ceci permet de corriger l'accumulation d'erreurs due à l'intégration au cours de la période. Trois différentes prises de mesures ont été réalisées pour :

- Confirmer la précision du système de motion capture de référence (MCU240 ; ProReflex, Qualisys Ltd, Gothenburg, Suède) sur une trajectoire circulaire.
- Confronter IMU et motion capture lors du déplacement du cheval sur tapis roulant. La centrale inertielle était positionnée sur la vertèbre thoracique T4 surmontée de trois marqueurs réfléchissants formant un repère orthogonal.
- Mesurer le mouvement du thorax avec la centrale inertielle sur la vertèbre thoracique T4 sur tapis roulant.

L'effet d'un filtrage passe haut sur les données de déplacement a aussi été analysé.

Pendant le galop ( $9.0 \text{ m.s}^{-1}$ ), l'amplitude de mouvement du tronc dans les directions x (craniocaudale), y (mediolatérale) et z (dorsoventrale) était de 99.6, 57.9 et 140.2 mm respectivement. Les données de déplacements issues des IMUs comparées à celles du mocap montrent que les capteurs ont une erreur médiane (25 et 75 %) de 0.1 (-9.7, +10.8), -3.8 (-15.5, +13.7) et -0.1 (-6.3, +7.1) mm respectivement.

Le filtre passe haut appliqué sur les données de déplacement réduit considérablement l'amplitude des interquartiles (-3.6, 6.2), (-4.0, 3.8) et (-4.5, 5.1) pour les directions x,y et z.

Globalement, l'erreur des capteurs est de 5% au pas, 7% au trot et au galop. La direction y (mouvement latéral du cheval) montre la variabilité la plus haute entre les foulées avant le filtre. L'amélioration due au filtre est de 68% au pas, 60% au trot et 51% au galop (fréquence des foulées de 1Hz au pas et 2Hz au galop).

L'étude de Warner et al. (2010) vient compléter ces premières données. L'objectif était d'analyser la précision et la répétabilité des IMUs pour quantifier les mouvements du dos et la symétrie des mouvements. Les capteurs ont été comparés à un système de motion capture (mocap) et la régularité des mesures a été mesurée sur la symétrie des mouvements. Pour cela, six chevaux non boiteux ont été trottés en main équipés de cinq centrales positionnées sur les vertèbres thoraciques T6, T10, T13, lombaire L1 et sacrale S3. La méthode pour calculer les déplacements est identique à celle exploitée dans l'étude de Pfau et al. (2005). La symétrie des mouvements dorsoventraux, basée sur le ratio d'énergie, est évaluée par une analyse de Fourier. Brièvement, l'analyse de Fourier est utilisée pour décomposer les données du déplacement dorsoventral lors d'une foulée en deux composantes. La première composante (A1) représente la quantité d'asymétrie et la seconde (A2) la quantité de symétrie. Le ratio d'énergie est défini comme  $A2^2/A1^2+A2^2$ . La répétabilité des mesures est analysée à l'aide d'un coefficient de corrélation de Pearson.

Les déplacements dorsoventraux et médiolatéraux des capteurs se trouvent dans une plage de  $\pm 4-5$  mm ( $\pm 2$  s.d., 9-28% de l'amplitude du mouvement) et le ratio d'énergie dans une plage de  $\pm 0.03$  par rapport aux données du mocap. Les coefficients de corrélation entre les foulées et les essais sont bons à excellents (0.86-1.0).

	Direction	T6	T10	T13	L1	S3
Mean difference (mm)	Z	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
s.d. (mm)		2.3	2.2	2.3	1.9	4.1
Mean + 2 s.d. (mm)		4.5	4.3	4.6	3.9	8.3
Mean - 2 s.d. (mm)		-4.5	-4.3	-4.5	-3.9	-8.2
Limits of agreement (LA) (mm)		9.0	8.6	9.1	7.8	16.5
Movement amplitude (A) (mm)		77	83	81	85	76
LA/A × 100 (%)		12	11	11	9	21
Mean difference (mm)	Y	0.1	-0.2	-0.1	0.0	0.1
s.d. (mm)		2.6	2.6	2.8	1.9	2.4
Mean + 2 s.d. (mm)		5.1	5.1	5.6	3.7	4.8
Mean - 2 s.d. (mm)		-5.3	-5.3	-5.6	-3.8	-4.7
Limits of agreement (LA) (mm)		10.4	10.4	11.2	7.5	9.5
Movement amplitude (A) (mm)		57	39	40	29	51
LA/A × 100 (%)		18	26	28	24	20

Table. 2.6 Moyenne, écart-type et limites d'agrément de la différence du déplacement entre le mocap et les centrales inertielles pour cinq positions sur le dos du cheval.

Les capteurs inertiels montrent donc une bonne précision et répétabilité pour la mesure des déplacements des vertèbres et la détection de la symétrie du mouvement.

Heim et al. (2015) ont analysé, par la méthode proposée par Pfau et al. (2005), l'amplitude des mouvements de la colonne vertébrale à l'aide des centrales inertielles lors du trot dans quatre conditions d'exercices. L'objectif était de montrer que les IMUs pouvaient être utilisés pour établir des valeurs d'amplitude dorsale dans une population uniforme. Pour cela, l'amplitude des déplacements dorsoventraux et mediolatéraux a été mesurée au trot sous différentes conditions chez 27 étalons Franches-Montagnes et six chevaux d'une population diverse. La variabilité des mesures a été comparée entre les deux groupes. La répétabilité et l'influence des conditions d'exercice (trot en main avec et sans selle, trot monté enlevé et assis avec le même cavalier expert) ont été obtenues. Les IMUs étaient positionnés au niveau de la 12<sup>ème</sup> vertèbre thoracique, 3<sup>ème</sup> vertèbre lombaire, au centre du tuber sacrale et au niveau de la 3<sup>ème</sup> vertèbre sacrale. Dans les conditions montées, la vertèbre thoracique 12 n'a pas pu être analysée. Les résultats montrent que la variabilité entre les mesures d'amplitude est significativement plus importante pour la population générale que pour les Franches-Montagnes. Les auteurs concluent que cela est lié à des facteurs conformationnels. De plus,

les conditions montées réduisent significativement l'amplitude de mouvement des vertèbres derrière la selle, de façon plus importante pour le trot assis comparé au trot enlevé. Les auteurs l'expliquent par une augmentation de l'activité de stabilisation des muscles diminuant les mouvements du dos pendant le trot monté pour contrer la force exercée sur le dos du cheval due à la présence du cavalier.

D'autres études portant sur le cheval se sont intéressées à l'évaluation de la boiterie et à l'interaction cavalier-cheval.

Church et al. (2009) ont ainsi évalué les paramètres issus des IMUS pour détecter et quantifier la boiterie. Dans cette étude, les IMUs étaient placés sur le tuber sacral, le tuber coxae gauche et droite et le garrot pour analyser la boiterie des postérieurs. Six chevaux non boiteux et neuf boiteux d'un postérieur ont été analysés lors de six essais. Comme référence, un vétérinaire expérimenté jugeait la boiterie sur vidéo. Le déplacement vertical de chaque capteur était utilisé pour calculer les indices de symétrie. Une analyse linéaire a ensuite été utilisée pour déterminer les paramètres les plus discriminants pour évaluer la sévérité de la boiterie et l'identification du membre boiteux. Cette étude montre que le ratio d'énergie du pelvis donne la meilleure indication pour la sévérité de la boiterie. L'index de symétrie du tuber coxae ressort comme indicateur du membre boiteux.

Pfau et al. (2007) ont eux aussi réussi à montrer que les capteurs inertiels étaient une aide potentielle à la détermination de la boiterie. A l'aide de deux IMUs placés sur le tuber coxae gauche et droite sur une population de chevaux boiteux ou non boiteux en analysant le déplacement dorsoventral et craniocaudal, ils obtiennent un résultat de 89% de détection de la boiterie dans la population globale.



En recherche équine, les IMUs ont donc montré leur potentiel pour l'enregistrement de données de déplacement lors de mouvements cycliques. Cependant, rien n'a à ce jour été publié et validé concernant la quantification d'amplitude angulaire entre différentes parties du dos.

## 2.4 Conclusion

L'objectif de cette thèse est d'analyser la biomécanique dorsale du cheval monté et de comprendre les relations entre le cheval, la selle et le cavalier pour définir de nouvelles clés de développement de selles plus respectueuses de la dynamique du cheval en mouvement. Ceci impose des contraintes en termes d'encombrement, de portance et de légèreté du matériel utilisé et le développement de nouvelles méthodes de mesure et d'analyse.

Les différents éléments rassemblés dans cette bibliographie ont permis de dresser un état des lieux des connaissances portant sur la biomécanique du dos du cheval. Certaines études se sont focalisées sur l'interaction cavalier-selle-cheval permettant de fournir les premières réponses sur cette relation difficile à objectiver et quantifier. Les outils exploités, les paramètres mesurés ainsi que les méthodes utilisées pour obtenir des informations pertinentes sur la locomotion du cheval ont aussi été détaillés. Chaque publication présentée dans ce chapitre nous a permis de poser les bases de notre protocole de mesure soit en appuyant notre choix matériel soit en nous fournissant les méthodes pertinentes nécessaires à l'exploitation de données répondant à notre objectif.

Le premier outil, déjà exploité au sein de l'entreprise CWD France pour le développement produit, est le tapis capteurs de pression. Ce dernier a été validé et largement exploité dans différentes études et a montré sa pertinence dans l'analyse des pressions exercées par le cavalier et la selle au cours du mouvement. Il est capable de mettre en évidence les différences en termes de répartition de pressions entre plusieurs types de selles, que cela soit sur la forme ou sur l'adaptabilité (Meschan et al., 2007). De plus, il a montré qu'il pouvait discriminer, sur les paramètres de pression et d'aire de contact, les matériaux constitutifs des panneaux (Byström et al., 2010) ou d'amortisseurs (Kotschwar et al., 2010a).

L'outil semblait donc pertinent à exploiter pour suivre la distribution de pression sous la selle de différents prototypes dont la portance était modifiée. L'utilisation d'un tel outil nécessite un protocole de mesure rigoureux comme il a été détaillé dans ce chapitre :

- Calibrage journalier avec la structure de calibrage dédiée,
- Calcul de la dérive au cours d'une journée de mesure par application des mêmes pressions connues avant et après l'expérimentation,
- Positionnement et fixité du tapis au cours des mesures,
- Prise en compte du seuil minimal de détection du tapis :  $2\text{N/cm}^2$ ,
- Valeur de pressions ne représentant que la force normale au capteur. Pas de prise en compte du cisaillement.

Les méthodes présentées dans les différentes publications ont permis de définir les paramètres pertinents et répétables à exploiter pour la comparaison de selles et la confrontation à des données antérieures. Le choix s'est porté sur la pression moyenne échantillonnée sur la foulée, l'aire de contact moyenne échantillonnée sur la foulée ainsi que leur minimum et maximum au cours de la foulée. L'analyse du centre de pression est venue compléter les paramètres analysés pour intégrer l'équilibre du cavalier à nos travaux.

Afin d'inclure les informations relatives à l'effet du cavalier sur le dos du cheval en termes de mouvements et de pressions, il était important de connaître les forces appliquées par le cavalier sur ses étriers. En effet, lors du trot enlevé, du galop en équilibre ou bien encore du saut, l'étrier et plus précisément le couteau d'étrivière est le seul point d'action des forces produites par le cavalier sur la selle. Pour appréhender au mieux l'effet de la selle et du cavalier sur le dos du cheval, il est nécessaire de comprendre le lien entre la force exercée par celui-ci sur les étriers et celle mesurée par le tapis capteurs de pression sous les couteaux d'étrivières en arrière de la scapula. L'objectif est double, définir de façon plus poussée les

forces produites par le cavalier lors du mouvement mais aussi comprendre leur répercussion sur le dos et la locomotion du cheval. A cet effet, les minima, maxima et amplitudes des forces exercées sur les étriers au cours d'une foulée ont été retenus comme paramètres. La normalisation des données par la masse du cavalier a permis la confrontation avec la seule étude existante portant sur les étriers (Van Beck et al., 2012).

Aucune publication présentée dans ce chapitre n'a, jusqu'à présent, créé ce lien entre la force exercée par l'ensemble « cavalier et selle » mesurée par le tapis capteurs de pression et les forces exercées par le cavalier sur ses étriers. L'étude de Van Beck et al. (2012) présentait seulement une courbe de résultats préliminaires sur la synchronisation des mesures du tapis capteurs de pression et de capteurs de force placés entre les étrivières et les étriers sur un essai de quelques foulées, sans pour autant apporter de conclusions.

L'observation visuelle du cheval en liberté en comparaison à un cheval monté montre un changement d'attitude et de locomotion chez ce dernier induite par la présence du cavalier. Il semble donc pertinent de pouvoir suivre et analyser les mouvements de la ligne de dos du cheval en même temps que les distributions de pressions au cours des allures induites par la selle et le cavalier, afin d'analyser l'effet de la répartition des pressions sur la mobilité dorsale. Plusieurs études ont ainsi analysé et quantifié cette modification liée à la présence de la selle et/ ou du cavalier. Elles ont ainsi mis en évidence que toute modification de chargement du dos du cheval (ajout d'un poids inerte ou d'un cavalier) induisait un changement de locomotion et de mobilité du rachis (De Cocq et al., 2004; 2009). Cependant, aucune publication ne s'est intéressée, jusqu'à présent, à la région porteuse de la selle, le rachis thoracique. En effet, l'utilisation d'un système mocap limitait considérablement l'analyse des mouvements de la colonne vertébrale lors de la condition « cheval monté ».

L'apparition de systèmes de mesure inertielle miniaturisés nous a permis d'envisager de positionner de tels instruments dans le dégagement de la selle, situé sous le trapèze. Cet espace a pour but d'éviter la compression des processus épineux des vertèbres par le poids du cavalier et ainsi de conserver la mobilité du dos lors du mouvement. Les capteurs inertiels ont montré leur utilité dans la détection des boiteries chez le cheval et dans la reconstruction du mouvement chez l'humain. Ils présentent plusieurs limites mais possèdent l'avantage de pouvoir fournir l'orientation dans le référentiel terrestre du segment auquel ils sont attachés. Le positionnement des centrales inertielles sur des vertèbres précises du rachis donne l'orientation de celles-ci dans ce même repère. Le développement mathématique de la méthode de calcul d'angles entre deux régions du dos est, malgré tout, imposé par ce choix matériel.

La combinaison de ces trois matériels (tapis capteurs de pression, capteurs de force étrier, IMUs) devrait donc permettre de répondre à l'objectif de notre projet, c'est-à-dire :

- suivre la biomécanique globale du cheval monté lors de l'effort ;
- appréhender l'interaction entre le cavalier, la selle et son cheval ;
- analyser l'effet de modifications réalisées sur les selles sur les mêmes paramètres biomécaniques.

Ceci nécessite de développer un système de synchronisation fiable entre les matériels mais aussi par rapport aux foulées. Les mouvements du rachis du cheval (Audigié et al., 1999; Cassiat et al., 2004) et du cavalier sur sa selle sont en effet très dépendants des instants-clefs de la foulée. Pour cela, l'utilisation d'un système de capture du mouvement semblait évidente. La majorité des publications analysant la locomotion du cheval ont utilisé cette technique, faisant désormais référence. Les plus anciennes études exploitaient cette technique en 2D avant le développement d'outils 3D permettant une précision et une répétabilité accrue.

Malgré tout, comme déjà évoqué dans ce chapitre, un système mocap 3D est difficile à mettre en œuvre sur un champ cinématique large et sur un animal vivant dans des conditions extérieures, et de plus son coût est prohibitif. La mesure cinématique 2D présente donc un compromis intéressant en termes de coût, de mise en place et de précision des résultats.

Cette technique permet, de plus, le calcul des centres de gravité permettant d'appréhender la synchronisation du couple tel qu'a pu le réaliser Lagarde et al. (2005). Ces données complémentaires peuvent être exploitées pour analyser les forces propres au système dynamique cavalier-cheval comme réalisé par De Cocq et al. (2009).

En complément à la synchronisation des matériels sur les instants de foulées, la mesure cinématique 2D permet d'obtenir des paramètres de la locomotion globale du cheval :

- angles de protraction et rétraction des membres du cheval,
- trajectoire du centre de gravité du cheval,

ainsi qu'un suivi de paramètres propres au cavalier :

- orientation du buste du cavalier par rapport à la verticale,
- trajectoire du centre de gravité du cavalier.

Chacun des matériels et/ou des méthodes listés dans cet état de l'art détaillé ont été utilisés pour analyser l'effet de la selle et/ou du cavalier sur la biomécanique du cheval. Cependant, aucune étude n'avait jusqu'alors réalisé la synchronisation de tous ces matériels pour appréhender la relation étroite entre le cavalier et son cheval et déterminer l'effet d'une modification simple de panneaux en termes de formes sur la biomécanique du cheval. L'innovation majeure de cette thèse réside dans l'étude de la région thoracique sous la selle par l'utilisation de centrales inertielles permettant d'outrepasser les limites qu'imposaient les systèmes mocap jusqu'alors.

Le choix d'utiliser les capteurs inertiels pour mesurer les mouvements du rachis équin impose une étape de validation matérielle. En effet, les capteurs utilisés dans cette thèse, miniaturisés, n'avaient pas jusqu'alors été validés dans le cas de la mesure d'amplitude angulaire. Ils ont ainsi été confrontés à un « gold standard » afin de s'assurer de leur précision, leur exactitude et leur répétabilité sur la mesure d'amplitude angulaire entre deux centrales successives positionnées sur le rachis équin. Cette phase a, de plus, fait l'objet d'un développement et d'une validation de méthodes de calcul propres à notre application. Le chapitre suivant présente le protocole, les méthodes et les résultats liés à cette phase de validation.





### *Chapitre 3.*

***COMPARISON BETWEEN INERTIAL SENSORS AND  
MOTION CAPTURE SYSTEM TO QUANTIFY FLEXION-  
EXTENSION MOTION IN THE BACK OF A HORSE***





## Chapitre 3.

# **COMPARISON BETWEEN INERTIAL SENSORS AND MOTION CAPTURE SYSTEM TO QUANTIFY FLEXION-EXTENSION MOTION IN THE BACK OF A HORSE** *(Martin et al, 2014).*

Publié dans le supplément 46 de *The Equine Veterinary Journal*, Juin 2014.

L'objectif de ce chapitre est de présenter le travail réalisé sur la validation matérielle des centrales inertielle. Pour cela, les IMUs ont été confrontées à un gold standard, le mocap. Cette première étape de la thèse s'est déroulée en deux temps. Elle a débuté par la mise en place d'un protocole de mesure de paramètres biomécaniques (amplitudes angulaires du rachis et des membres) sur tapis roulant confrontant les IMUs et le mocap. Puis, dans un deuxième temps, le développement et la validation de méthodes de calcul des paramètres choisis à partir des IMUs. Cette deuxième phase de travail a fait l'objet d'une présentation à l'International Conference on Equine Exercise Physiology et d'une publication d'abstract dans un supplément de la revue *The Equine Veterinary Journal* (Martin et al, 2014).

### 3.1 Introduction

Le premier objectif était de valider la précision et la répétabilité des mesures réalisées avec les centrales inertielles en les confrontant avec celles issues d'un système de référence, le mocap. Les IMUs exploitées dans ces travaux proviennent d'une entreprise française (HikoB®, Villeurbanne, France). Dans le cadre du développement des capteurs, une validation matérielle des IMUs ainsi que de l'algorithme de fusion utilisé pour l'exploitation des données avait été réalisée sur les variables d'orientation sur sujet humain en les confrontant également au mocap. Cependant les mesures issues des IMUs sont très dépendantes des conditions expérimentales. L'algorithme de fusion validé par HiKoB était adapté à l'analyse spécifique du sujet humain pour d'une part affecter des poids aux mesures issues des différents capteurs (en fonction des perturbations attendues des signaux correspondants) et d'autre part corriger certains biais (lors d'activités cycliques notamment). Ainsi la validation matérielle et algorithmique chez l'humain n'était pas suffisante pour notre étude exploitant un modèle différent. Chez le cheval, les centrales inertielles ont été utilisées dans plusieurs études et validées pour certains types de variables (Pfau et al., 2005 ; Keegan et al., 2002) mais les variations d'amplitudes angulaires du dos n'avaient jusqu'alors pas été étudiées. Les IMUs utilisées ici étaient livrées avec un algorithme de fusion de données, ci-après dénommé Fusion, fournissant le quaternion d'orientation de chacune des centrales dans le repère terrestre.

Le second objectif était de valider la méthode de calcul de l'algorithme de fusion dans nos conditions expérimentales par rapport aux données de référence (du mocap) et de trouver si nécessaire une méthode de calcul alternative pour obtenir les mesures les plus fiables.

## 3.2 Matériels et méthodes

L'expérience a été réalisée sur tapis roulant au Centre d'Imagerie et de Recherche sur les Affections Locomotrices Equines (CIRALE, Goustranville, France) pour standardiser la vitesse de déplacement du cheval et permettre la mesure de plusieurs foulées consécutives avec un nombre restreint de caméras.

### *Matériels*

Cheval - Un cheval sain a été marché (1.4m/s) trotté (3.5m/s) et galopé (9m/s), cinq fois à chaque allure.

Mocap - Six caméras Eagle (1.3Mpixels, Motion Analysis®, USA), synchronisées entre elles, ont été placées en arc de cercle d'un même côté du tapis roulant. La fréquence d'acquisition était de 100Hz. Deux étapes de calibrage successives ont été réalisées. La première définissait le repère fixe du volume d'acquisition (origine et trièdre direct) grâce à une équerre de référence munie de 4 marqueurs (L-frame), visible par l'ensemble des caméras. Le L-frame a ainsi été placé sur plan horizontal à 1m de haut au moyen d'un trépied, les marqueurs 1, 2, 3 (alignés sur l'axe X) ont été placés dans le sens du mouvement vers l'avant. L'axe Z était perpendiculaire au plan horizontal et dirigé vers le haut. L'origine du L-frame était positionnée au centre du tapis roulant. La seconde étape du calibrage a ensuite consisté à balayer l'ensemble du volume d'acquisition avec une tige rigide munie de 3 marqueurs (Wand). Les dimensions des deux objets de calibrage étant parfaitement définies, les données enregistrées au cours de ces deux étapes servent à calculer les géométries externes (position, orientation) et internes (distance focale, ...) de chacune des caméras, assurant une précision correcte (de l'ordre du mm) lors de la reconstruction de la position 3D d'un marqueur. L'acquisition et le tracking (reconstruction 3D et suivi des trajectoires de

marqueurs) étaient réalisés par le software Cortex (Motion Analysis®, USA). Quinze marqueurs réfléchissants 3D ont été positionnés sur des repères anatomiques du cheval. Cinq structures rigides, sur lesquelles étaient fixés 3 marqueurs non alignés (20 mm de diamètre) ont aussi été placées sur les vertèbres thoraciques T6, T12, T16 et les vertèbres lombaires L2 et L5 (identifiées par palpation du processus épineux correspondant, Fig 3.1).

Centrales inertielles – Cinq centrales inertielles (HIKOB Fox, HIKOB®, France) ont été synchronisées à l'aide d'une passerelle (HIKOB Gateway, HIKOB®, France). Le lancement et l'arrêt des enregistrements étaient réalisés par cette carte. Chaque capteur contenait un accéléromètre tri-axes ( $\pm 8$  g), un gyroscope tri-axes (plein échelle  $\pm 2000$  °/s) et un magnétomètre tri-axes ( $\pm 8.1$  Gauss). La fréquence d'acquisition était de 100Hz. Chaque IMU possède un repère propre, dénommé repère central.

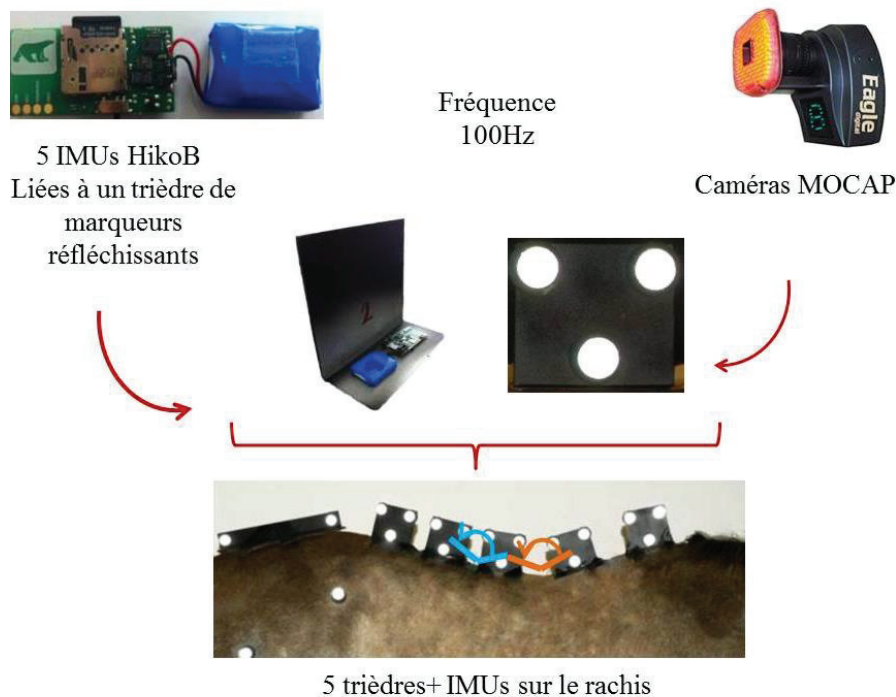


Fig. 3.1 Mise en place des centrales inertielles sur les trièdres équipés de marqueurs réfléchissants. Positionnement des montages sur la ligne dorsale du cheval.

Les centrales étaient solidaires des structures rigides portant les marqueurs réfléchissants. Deux angles ont ainsi été étudiés : l'angle thoracique (entre les trièdres 2 et 3) et l'angle thoracolombaire (entre les trièdres 3 et 4). Avant toute mesure, chaque centrale nécessitait un calibrage du magnétomètre. Il consistait en l'enregistrement d'un mouvement ellipsoïdal. Chaque calibrage était vérifié avant le positionnement des IMUs sur le cheval.

Synchronisation – La synchronisation des deux matériels a été réalisée par un choc produit sur les structures rigides positionnées sur la ligne dorsale, par un outil équipé d'un marqueur qui a pu être tracké par le système mocap. Le choc était clairement visible sur les axes de l'accéléromètre des centrales inertielles.

### ***Protocole expérimental***

La session expérimentale a débuté par le calibrage du champ cinématique 3D et des cinq centrales.

Déroulement des prises de mesure – Chaque prise de mesure débutait par un évènement de synchronisation, cheval immobile. L'enregistrement des deux matériels, mocap et centrales, était lancé puis un opérateur venait taper avec l'outil équipé d'un marqueur sur la structure portant la centrale inertielle n°3.

Une première mesure a été réalisée cheval immobile. Puis des mesures dynamiques ont été faites :

- Cinq mesures au pas, pendant 15 foulées successives à une vitesse stabilisée de 1.4m/s.
- Cinq mesures au trot, pendant 15 foulées successives à une vitesse stabilisée de 3.5m/s.

- Cinq mesures au galop, pendant 15 foulées successives à une vitesse stabilisée de 9m/s.

Chaque enregistrement finissait par le même évènement de synchronisation que celui de départ, cheval immobile.

### ***Traitement des données***

Mocap – Le traitement portait sur le calcul des angles de flexion-extension thoracique et thoracolombaire. A l'aide des trois marqueurs positionnés sur les structures rigides, un repère orthonormé a été créé pour chacune. L'orientation des axes de ces repères était choisie pour être colinéaires à ceux des centrales. Pour calculer l'angle relatif, l'orientation du repère crânial était exprimée dans le repère de la structure caudale. Dans cette configuration, le mouvement d'intérêt était localisé autour de l'axe Y (axe de flexion-extension). Le calcul de l'angle de rotation autour de l'axe Y a été réalisé en utilisant un système eulérien avec la séquence de calcul YXZ (Wei S. 1993).

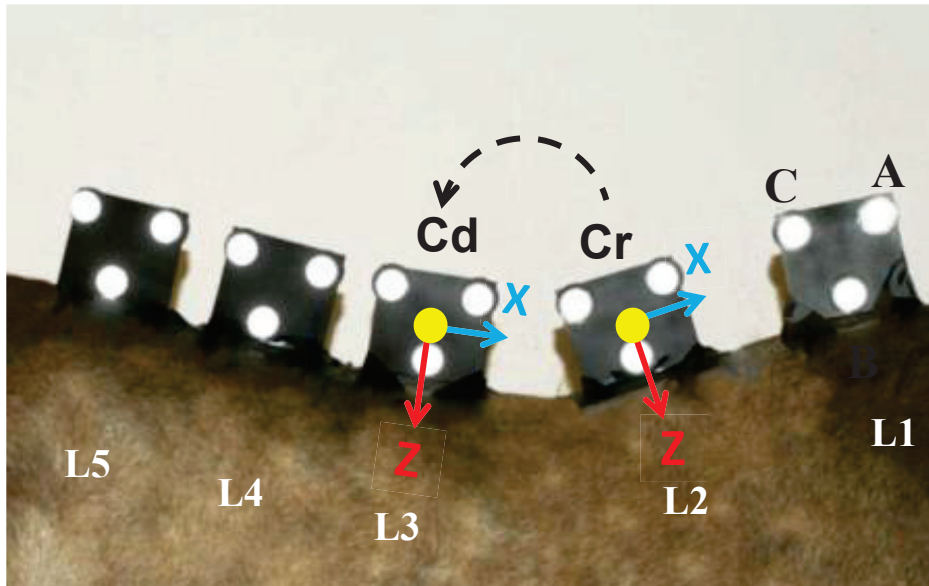


Fig. 3.2 Positionnement des structures rigides sur lesquelles sont fixés les marqueurs réfléchissants et les centrales inertielles. Définition des repères crânial et caudal.

Centrales inertielles – Trois méthodes ont été utilisées et analysées pour le calcul des angles de flexion-extension thoracique et thoracolombaire.

La méthode **Fusion** utilise l’algorithme de fusion de données de l’entreprise HikoB. Cette méthode permet d’obtenir l’orientation des IMUs dans le repère terrestre global en fournissant les quaternions d’orientation de chaque centrale. Le magnétomètre mesure le Nord magnétique. Il nécessite en amont un calibrage car la mesure  $\vec{m}$  du champ magnétique est entâchée d’une distorsion (dépendante de l’environnement) et d’un biais.

$\vec{m} = A\vec{M} + \vec{b}$ , où A correspond à la distorsion, et  $\vec{b}$  au biais. A et  $\vec{b}$  caractérisent la réponse du capteur au champ magnétique. Ces deux paramètres varient peu dans le temps, excepté en cas de grande variation de température.

L’accéléromètre mesure l’accélération de l’IMU, se réduisant à la gravité lorsque le mouvement a une accélération nulle. Lorsqu’un corps est immobile, donc sans accélérations



extérieures, le vecteur accélération mesuré par l'IMU est l'opposé de la gravité et donne donc la direction de la verticale du lieu.

Les données de ces deux capteurs permettent de mesurer, à chaque instant  $t$ , l'orientation du repère propre à chaque centrale. Cependant ceux-ci sont soumis à des dérives (liées à l'environnement, à l'intégration ...) et leurs mesures seules ne permettent donc pas de fournir l'orientation du mobile de façon fiable. Un gyroscope est donc ajouté. Le gyroscope n'a aucune possibilité de connaître l'orientation absolue du matériel (orientation obtenue via le magnétomètre et l'accéléromètre) mais permet de mesurer la vitesse angulaire instantanée entre deux états  $t$  et  $t+1$ . L'intégration de cette vitesse angulaire permet de calculer l'angle de rotation autour des 3 axes de la centrale.

L'algorithme de fusion de données HikoB est basé sur des principes issus de l'automatisme et de vérification/correction des données de sortie (consolidation des données et compensation des limites inhérentes à chaque capteur). De plus, il s'adapte en temps réel aux mesures des capteurs par le biais de paramètres de réglage de l'algorithme de fusion. Cela permet notamment de définir le poids relatif de l'accéléromètre et/ou du magnétomètre.

Pour calculer l'orientation entre deux centrales successives, la centrale crâniale est exprimée dans le repère de la centrale caudale et l'angle de rotation autour de l'axe Y est calculé avec le même système eulérien que celui utilisé pour le traitement des données issues du mocap.

La méthode **Fusion\_magneto** utilise l'algorithme de fusion de données de l'entreprise HikoB sans l'intervention du magnétomètre lors du calcul d'orientation des centrales. Avec cette méthode, l'orientation des IMUs dans le repère terrestre global est obtenue de la même manière. La centrale crâniale est exprimée dans le repère de la centrale caudale et l'angle de

rotation autour de l'axe Y est calculé avec le même système eulérien que celui utilisé précédemment. Ce choix a été réalisé en posant l'hypothèse d'un éventuel biais induits par le magnétomètre à cause d'un environnement présentant différents éléments ferromagnétiques. Il est acceptable si le déplacement de l'animal s'effectue en ligne droite.

Enfin, la méthode **Gyro** consiste en l'intégration des données du gyroscope autour de l'axe Y. Pour calculer l'angle entre deux centrales successives, nous avons utilisé l'intégration des vitesses angulaires mesurées par le gyroscope, en faisant l'hypothèse que les axes Y des centrales restent parallèles au cours du mouvement.

Avant tout calcul, le biais initial du gyroscope est soustrait (calculé à l'arrêt).

Le gyroscope exprime la vitesse angulaire dans le repère  $R_c$  de chaque centrale. L'objectif du calcul était d'exprimer le repère de chaque centrale caudale dans le repère de la centrale crâniale, pour calculer l'angle relatif entre deux centrales successives à chaque instant  $t$ .

La vitesse de rotation relative de la centrale caudale par rapport à la centrale crâniale est obtenue en soustrayant la vitesse de rotation de la centrale crâniale à celle de la centrale caudale, après les avoir toutes les deux exprimées dans le même repère global.

La vitesse de rotation d'une centrale correspond à un changement d'orientation de la centrale entre un instant  $t$  et  $t+1$  (0.01s dans notre cas). L'orientation de la centrale à chaque instant  $t$  est toutefois inconnue, il est donc nécessaire de prendre comme référence l'instant initial où son orientation est connue  $t=0$  (voir plus loin).

Pour obtenir à chaque instant  $t$  l'orientation d'une centrale, l'opérateur de rotation est calculé à partir de l'angle  $\theta$  issu de la vitesse angulaire  $\Omega$  mesurée entre chaque instant  $t$  et  $t+1$ .

Dans le repère lié à la centrale, on obtient :

$$\vec{k}\Delta\theta = \frac{\vec{\Omega}}{100}$$

$$\vec{k} = \frac{\vec{k}\Delta\theta}{\text{norm}(\vec{k}\Delta\theta)}$$

$$\Delta\theta = \vec{k}\Delta\theta/\vec{k}$$

l'opérateur de rotation suivant peut ainsi être exprimé pour chaque centrale à chaque instant t :

$$Q_t = \cos \Delta\theta [I] + (1 - \cos \Delta\theta) \vec{k} \vec{k}^t + \sin \Delta\theta [\vec{k}]$$

sachant que

$$[\vec{k}] = \begin{bmatrix} 0 & -k(3,t) & k(2,t) \\ k(3,t) & 0 & -k(1,t) \\ -k(2,t) & k(1,t) & 0 \end{bmatrix} .$$

Cet opérateur de rotation  $Q_t$  quantifie la rotation d'une centrale entre deux instants t et t+1. Il suffit alors de calculer le Q cumulé,  $Q_c$ , entre l'instant 0 et t+1.

$$Q_c = Q_{t+1} \times Q_t \times Q_{t-1} \times \dots \times Q_1$$

Lors de notre protocole, nous enregistrons à l'instant t=0 les mesures des centrales alors que le cheval est immobile. Pour accéder à l'orientation des centrales à l'instant t=0, l'accéléromètre est utilisé pour calculer l'angle initial du positionnement des IMUs dans le repère global Rg. Avec l'hypothèse que la centrale est bien dans le plan principal du mouvement (X,Z) à cet instant initial :

$$\alpha_{t=0} = \tan^{-1} \left( \frac{\text{acc}(\text{axe } X)}{\text{acc}(\text{axe } Z)} \right)$$

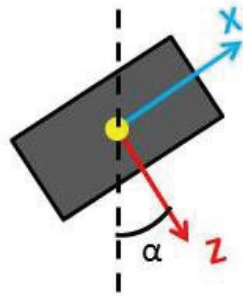


Fig. 3.3 Définition de l'angle  $\alpha$  initial par rapport aux axes de la centrale inertielle

La matrice de rotation  $R_\alpha$  liée à cet angle  $\alpha_{t=0}$  est ensuite calculée pour chacune des centrales où :

$$R_\alpha = \begin{bmatrix} \cos(\alpha_{t=0}) & 0 & -\sin(\alpha_{t=0}) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\alpha_{t=0}) & 0 & \cos(\alpha_{t=0}) \end{bmatrix}$$

On déduit ensuite la vitesse de rotation des centrales exprimée dans le repère  $R_g$  par la formule :

$$\vec{\Omega}_{craniale/Rg} = [R_{\alpha,craniale}] \times [Q_{craniale}] \times \vec{\Omega}_{craniale/Rc}$$

$$\vec{\Omega}_{caudale/Rg} = [R_{\alpha,caudale}] \times [Q_{caudale}] \times \vec{\Omega}_{caudale/Rc}$$

On peut ensuite calculer la vitesse angulaire relative entre deux centrales successives, toujours exprimée dans  $R_g$ .

$$\vec{\Omega}_{\text{caudale/crâniale}} = \vec{\Omega}_{\text{caudale/Rg}} - \vec{\Omega}_{\text{craniale/Rg}}$$

L'intégration temporelle de cette vitesse angulaire relative, exprimée dans une base fixe, est ensuite réalisée pour en déduire l'angle de flexion-extension du dos (composante sur l'axe Y transverse du repère global).

Un filtre passe haut (Fc :0.5Hz) est ensuite utilisé afin d'éliminer la dérive sur cet angle.

### *Analyse des données*

Pour évaluer la concordance des deux séries de mesure (mocap vs IMUs), le coefficient de concordance de LIN a été calculé (Lin, 1989) sur 60 foulées (n =30 trot, n=30 galop). Ce dernier permet de quantifier la relation linéaire entre les deux méthodes de mesure, c'est-à-dire la précision de la concordance, et de quantifier l'écart systématique entre les deux méthodes, c'est-à-dire l'exactitude de la concordance. Le coefficient de concordance de Lin est un coefficient allant de -1 à +1, où les valeurs de -1 ; 0 ; +1 signifient respectivement une discordance parfaite, une concordance nulle, et une concordance parfaite.

La formule du coefficient de concordance de Lin est la suivante :

$$CC_{Lin} = \frac{2 \cdot Covar_{1,2}}{s_1^2 + s_2^2 + (m_1 - m_2)^2}$$

Avec  $Covar_{1,2}$  la valeur de la covariance du caractère mesuré entre les séries de mesure n°1 et n°2,  $s_1^2$  et  $s_2^2$  respectivement les variances du caractère mesuré dans les séries n°1 et n°2, et  $m_1$  et  $m_2$  respectivement les moyennes du caractère mesuré dans les séries n°1 et n°2.

Des graphiques de corrélation ont été tracés et complétés par les graphes de Bland et Altman (Bland et Altman, 1999). Le graphique de Bland et Altman comporte les valeurs calculées à partir des deux méthodes de mesure (un point représente la différence sur la valeur d'un paramètre calculé par les deux méthodes) et trois droites horizontales (biais et limites d'agrément, 2.SD). L'axe des abscisses correspond à la moyenne de la valeur du paramètre (amplitudes angulaires ou distances) à partir des valeurs issues des deux méthodes de mesure : l'axe des ordonnées correspond à la différence entre la valeur du paramètre issue d'une des méthodes par rapport à l'autre. Les moyennes des différences entre les deux méthodes sont présentées ainsi que l'écart type (mean  $\pm$  SD).

Pour ces calculs, les données issues du trot et du galop étaient rassemblées.

### **3.3 Résultats**

Mocap versus IMUs – Pour les trois méthodes explicitées précédemment, le coefficient de Lin a été calculé. Pour les deux angles thoracique et thoracolombaire, le coefficient de Lin était très bon pour les méthodes Fusion (0.90 et 0.91 respectivement) et Fusion\_magnéto (0.90 et 0.90 respectivement) et excellent pour la méthode Gyro (0.99 et 0.97 respectivement).

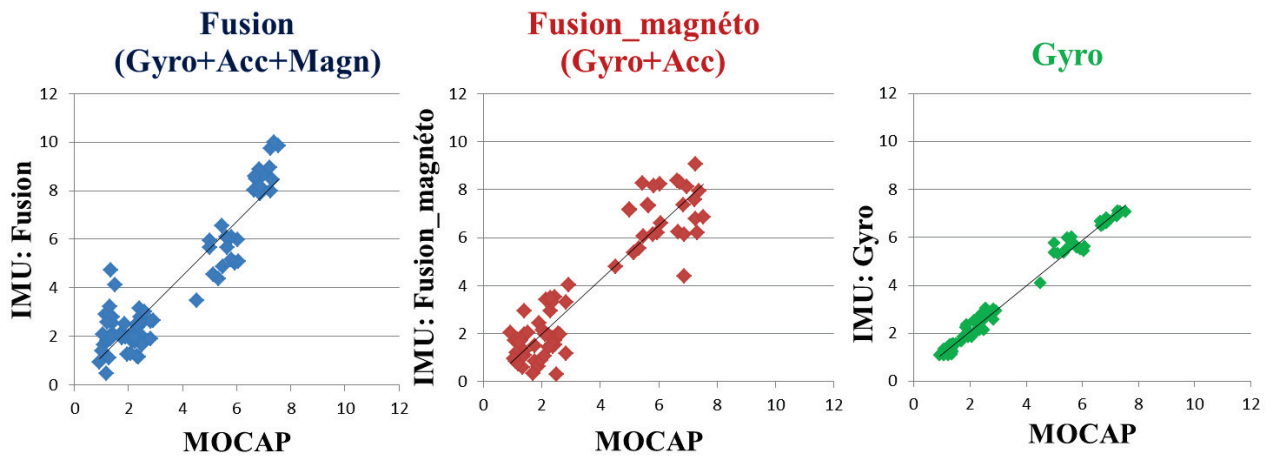


Fig. 3.4 Graphiques de corrélation des trois méthodes de calcul d'amplitudes angulaires à partir des données des IMUs confrontés aux amplitudes angulaires calculées par le mocap pour l'angle thoracique.

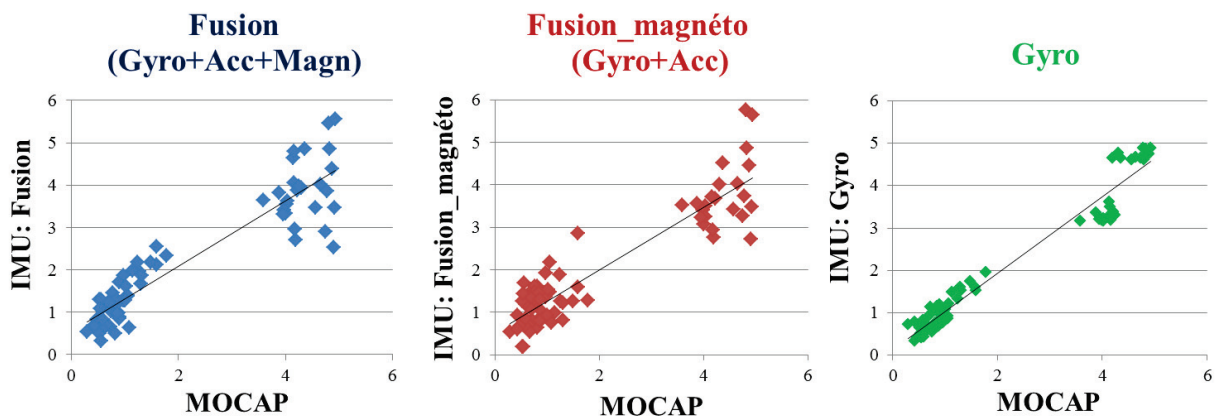


Fig. 3.5 Graphiques de corrélation des trois méthodes de calcul d'amplitudes angulaires à partir des données des IMUs confrontés aux amplitudes angulaires calculées par le mocap pour l'angle thoracolombaire.

Pour l'angle thoracique, le biais entre la méthode Fusion et le mocap était de  $0.5 \pm 1.1^\circ$ , de  $0.2 \pm 1.1^\circ$  entre la méthode Fusion\_magnéto et le mocap, et de  $0.002 \pm 0.25^\circ$  pour la méthode Gyro et le mocap.

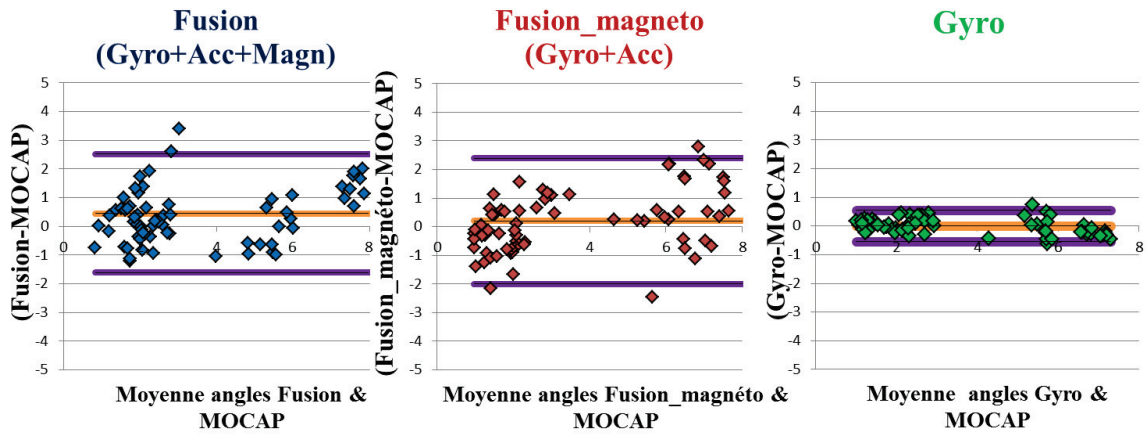


Fig. 3.6 Graphique de Bland et Altman (1999) pour les trois méthodes de calcul d’amplitudes angulaires à partir des données des IMUs confrontés aux amplitudes angulaires calculées par le mocap pour l’angle thoracique.

Pour l’angle thoracolombaire, le biais entre la méthode Fusion et le mocap était de  $0.01 \pm 0.9^\circ$ , de  $0.005 \pm 0.7^\circ$  entre la méthode Fusion\_magnéto et le mocap, et de  $0.08 \pm 0.35^\circ$  pour la méthode Gyro et le mocap.

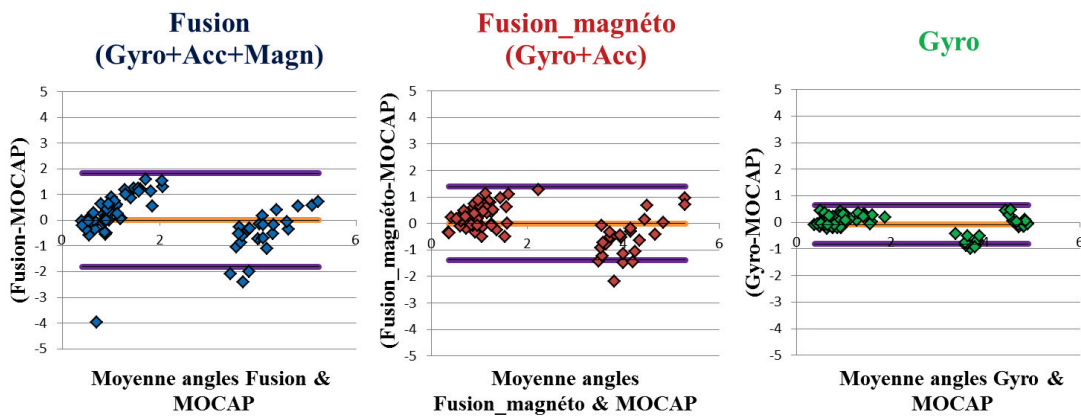


Fig. 3.7 Bland et Altman des trois méthodes de calcul d’amplitudes angulaires à partir des données des IMUs confrontés aux amplitudes angulaires calculées par le mocap pour l’angle thoracolombaire.



Avec la méthode Gyro, les amplitudes angulaires thoracique et thoracolombaire sont respectivement pour le trot (mean  $\pm$  SD) de  $2 \pm 0.7^\circ$  et  $0.9 \pm 0.4^\circ$  et pour le galop de  $6.2 \pm 0.6^\circ$  et  $4 \pm 0.7^\circ$ .

Les Fig. 3.8 et 3.9 montrent les résultats de calcul d'amplitudes angulaires thoracique au cours d'un essai par les différentes méthodes. La prise de mesure commence par une session immobile (0-600 échantillons), puis au pas (600-900 échantillons), au trot (900-1350 échantillons) puis au galop (1350-2500 échantillons). Nous pouvons constater que les méthodes Fusion et Fusion\_magnéto génèrent du bruit et de la dérive au cours du mouvement et du temps. Plus le mouvement est important et rapide, plus le bruit et la dérive sont prononcés. De même, plus le temps de mesure croit, plus la dérive augmente. (Fig. 3.8).

Seule la méthode Gyro ne génère pas de bruit ni de dérive. En revanche, la valeur absolue de l'angle est perdue.

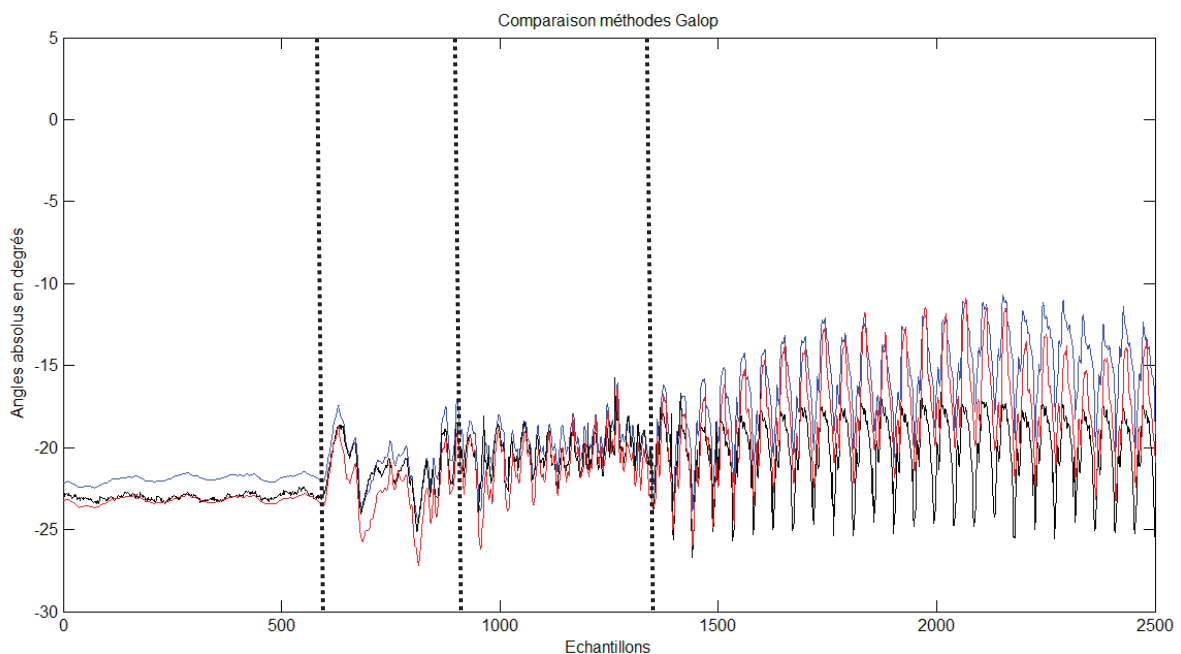


Fig. 3.8 Courbes de la valeur de l'angle thoracique à l'arrêt, pas, trot et galop de trois techniques de mesures : Mocap (Noir), Fusion (Bleu) et Fusion\_magnéto (Rouge).

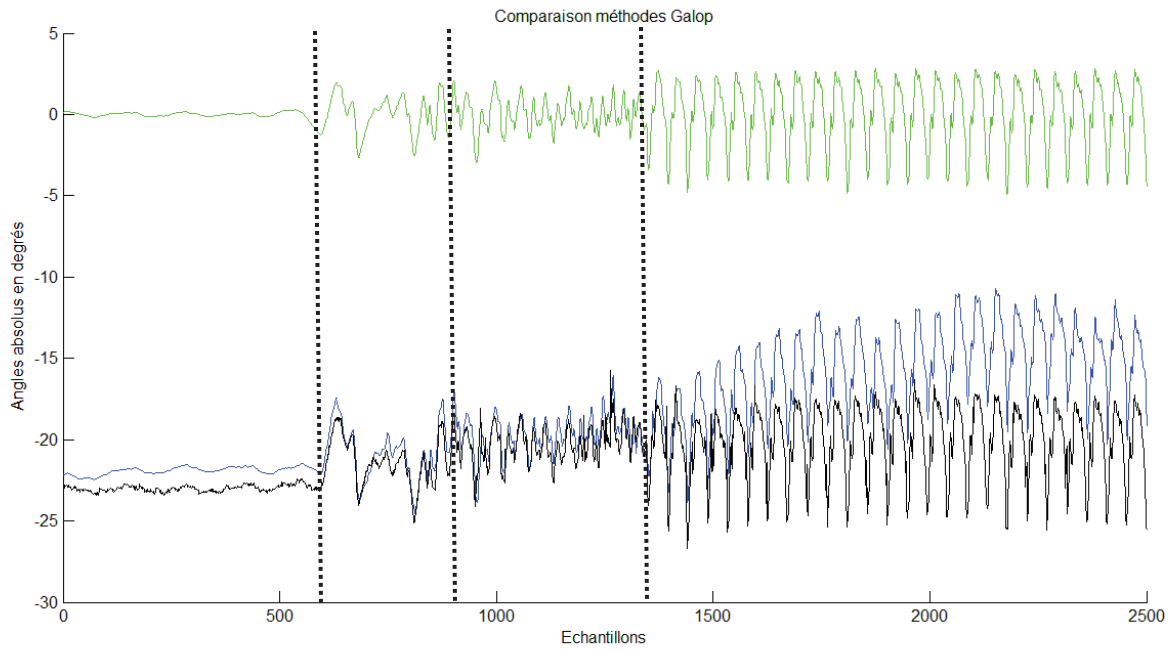


Fig. 3.9 Courbes de la valeur de l'angle thoracique à l'arrêt, pas, trot et galop de trois techniques de mesures : Mocap (Noir), Fusion(Bleu) et Gyro (Vert).

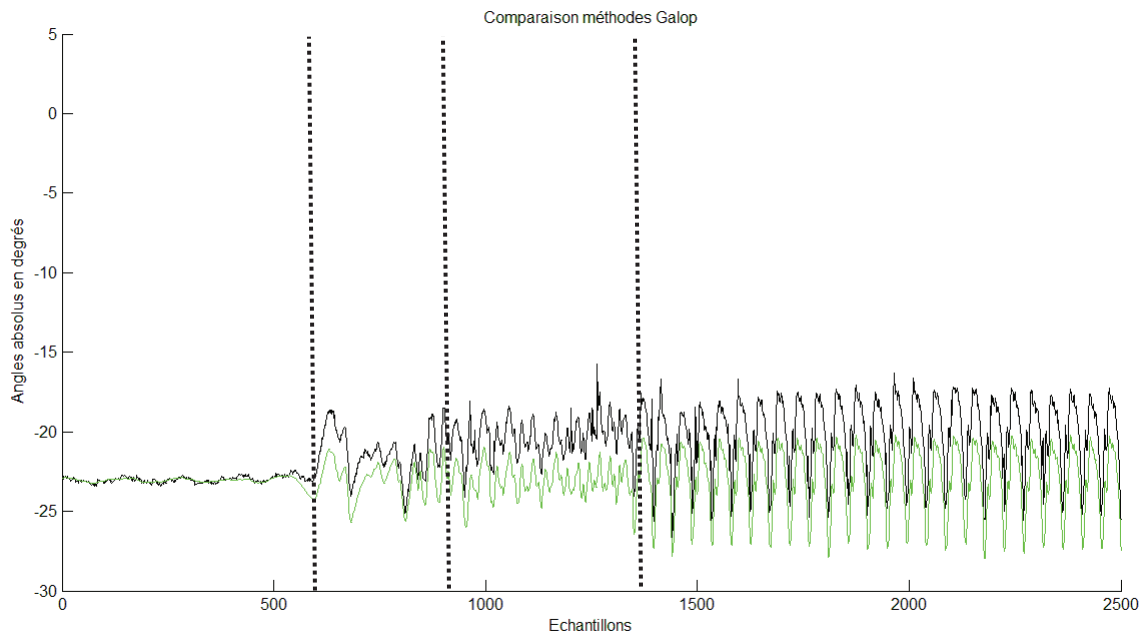


Fig. 3.10 Courbes de la valeur de l'angle thoracique à l'arrêt, pas, trot et galop de deux techniques de mesures : Mocap (Noir), Gyro récalé (Vert) sur la valeur absolue de l'angle calculée en statique par la méthode Mocap (Noir).

### 3.4 Discussion

Cette étape de validation de matériels et de méthodes nous a permis de confirmer notre choix matériel pour réaliser les premières mesures sur cheval monté. Malgré tout, quelques limites à notre protocole et à nos résultats doivent être citées. L'utilisation d'un seul cheval et donc d'un nombre d'essais limité est sans aucun doute une limite de cette étape de validation. Il est de plus regrettable de ne pas avoir testé dans la validation des méthodes un autre algorithme de fusion de données qui aurait pu être plus performant dans le cas particulier du cheval. En effet, de nombreux algorithmes de fusion sont désormais accessibles en open source et permettent de maîtriser les différentes étapes et d'intervenir sur les paramètres du filtre. Nous aurions ainsi pu tenter de les adapter à la spécificité du mouvement équin.

Malgré tout, les résultats de validation matérielle pour les IMUs montrent un coefficient de concordance de Lin très bon à excellent pour le calcul des angles de la ligne dorsale au cours des trois allures quelle que soit la méthode utilisée. La méthode Gyro présente cependant pour les angles thoracique et thoracolombaire les coefficients les plus élevés, toutes méthodes confondues (0.99 et 0.97 respectivement).

Les calculs liés à la représentation graphique de Bland et Altman montrent des biais faibles entre le calcul des angles issus des IMUs et ceux issus du mocap (maximum de  $0.5 \pm 1.1^\circ$  dans le cas du Fusion et de l'angle thoracique). La méthode Gyro présente à nouveau les résultats les plus satisfaisants avec des biais faibles et des écart-types restreints ( $0.002 \pm 0.25^\circ$  et de  $0.08 \pm 0.35^\circ$  pour l'angle thoracique et l'angle thoracolombaire respectivement).

Il est, de plus, intéressant de noter que l'amplitude angulaire des angles thoracique et thoracolombaire calculés par la méthode Gyro sont concordants avec les résultats de la

littérature même s'il est complexe de comparer nos résultats car les techniques et les méthodes de calcul employées sont différentes (Audigié et al. 1999 ; Faber et al. 2001).

La méthode Gyro semble la plus pertinente comparativement au mocap. Elle sera donc exploitée dans la suite de l'étude pour le calcul de l'amplitude angulaire de la ligne dorsale chez le cheval monté au cours de l'effort sportif.

Cette méthode induit cependant une hypothèse, forte, dans le fait que les axes Y des centrales restent parallèles au cours du mouvement et que ces axes correspondent bien à l'axe de flexion-extension du dos du cheval. Ceci impose un calcul angulaire au cours d'un déplacement rectiligne du cheval et un positionnement des IMUs répétable et précis quel que soit le cheval.

## **Conclusion**

La confrontation des données issues des centrales inertielles à celles fournies par le mocap a permis de valider l'utilisation des IMUs pour la mesure d'angles de la ligne dorsale du cheval en mouvement. Cette étape a, de plus, fait l'objet d'un développement et d'une validation de méthode de calcul pour l'obtention des amplitudes angulaires de la ligne dorsale au cours du mouvement à partir des centrales inertielles. La méthode qui sera exploitée dans la suite de l'étude, est donc celle utilisant les mesures du gyroscope.

Le protocole de mesure complet du cheval monté à l'effort a donc été mis en place. Le chapitre suivant (5) présente les éléments de ce protocole en lien avec l'analyse cinématique et les premiers résultats sur l'effet du cavalier sur le cheval (au trot). Le chapitre suivant (6) détaillera le protocole complet (i.e. mettant en œuvre les différents matériels jugés

intéressants suite à l'état de l'art) et complétera les résultats de la première étude au trot. Ces deux chapitres présentent, de plus, les campagnes expérimentales.



*Chapitre 4.*

***EFFECTS OF THE RIDER ON THE KINEMATICS OF THE EQUINE SPINE UNDER THE SADDLE DURING TROT***



## Chapitre 4.

# **EFFECTS OF THE RIDER ON THE KINEMATICS OF THE EQUINE SPINE UNDER THE SADDLE DURING TROT**

*(Martin et al., Submitted)*

Soumis le 11 Juin 2015 à *The Veterinary Journal*, (en révision)

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. L'objectif de l'étude présentée dans ce chapitre est 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.



## 4.1 Introduction

Movements of the unriden horse's spine have been documented in the last few decades. The movements of the unriden horse's back were assessed thanks to optical motion capture systems (mocap) and reflective markers. The first in vivo studies to determine back movements were non-invasive and allowed the description of the flexion-extension movements of the thoracolumbar spine in trotting horses (Audigié et al., 1999). Cassiat et al. (2004) studied the back kinematics during the jump of free horses and showed significant differences between high and low level show jumpers. To reduce the problem of the skin marker artefact, Faber et al. (1999) developed an invasive method using Steinmann pins implanted in the spinous processes of a number of vertebrae. This technique enabled the direct measurement of three-dimensional vertebral movement using mocap. Measurements were performed at walk (Faber et al., 2000), trot (Faber et al., 2001a) and canter (Faber et al., 2001b) and provided baseline spinal kinematic data in unriden horses. However, the effect of the saddle and the rider on spinal kinematics is a key to better understand the aetiopathogenesis of back injuries in the horse.

In several studies, the back behind the saddle and the effect of the rider on the global horse's locomotion have been studied. However, in these studies, the saddle makes it impossible to directly measure the thoracic back movements using mocap. Peham et al. (2004) focused on the global effect of the saddle and rider on the variability of the equine gait. They showed that the rider decreased the variability of the horse's locomotion pattern. De Cocq et al. (2004) analysed the effect of the saddle and a dead weight on the movement of lumbosacral junction and on the limbs' protraction-retraction with the calculation method of Faber (2001c, 2002). The weight induced a global extension of the lumbar spine of the horse without change of range of motion (ROM) and an increase in retraction angle of the forelimb

accompanied by increases in retraction angle of the hind limb and in protraction angle of the forelimb. De Cocq et al. (2009) completed these data by studying the effect of rising and sitting trot on lumbar back movement with the same calculation method as Faber (2001c, 2002). In rising trot, the maximal flexion of the lumbar region of the back was similar to the unloaded condition, while the maximal extension was similar to sitting trot. For the lumbar vertebrae L3 and L5, the flexion-extension ROM was higher in sitting and rising trot compared to unloaded condition. As acknowledged by De Cocq (2012), there are, however, two major drawbacks with the use of mocap for the study of horse-rider interaction: the field of view is limited and it is not possible to study movements of parts of the body that are blocked from view. This explains why no studies focused on the effect of the saddle and the rider on the movement of the horse's spine in the thoracic region under the saddle. An alternative technique for collecting kinematic data is the use of wireless inertial measurement unit (IMU). Miniaturised sensors enable the use of such devices under the saddle. They allow data collection during unrestricted movement up to six degree of freedom without cameras. Several studies have used IMUs to analyse and quantify the horse's lameness (Keegan et al., 2002; Pfau et al., 2007; Church et al., 2009) and the horse-rider interaction (Pfau et al., 2009; Greve et al., 2013). Data from the IMUs are used in these studies for the measurement of vertical displacement. Pfau et al. (2005) showed that inertial sensors could capture cyclical movements with comparable accuracy to optical motion capture systems. Such systems are usable on the horse's back but they have never been employed for the quantification of angular range of motion.

The aim of the present study was to evaluate the effects of the rider on the flexion-extension movement of the horse's spine including the thoracic area during rising trot. For that, we compared the back movement by using IMUs on horses trotting in hand and ridden

by the same experienced rider. We hypothesised that the ROM of the spine under the saddle was altered by the rider and that this modification induced a change in pro- and retraction angles and a reduction of the ROM of the centre of mass (CoM) of the horse.

## **4.2 Materials and methods**

### ***Horses and rider***

Three horses (age 7-12 years, height range: 1.68-1.75 m) of the Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) with no clinical signs of back problems or lameness were used. Horses were equipped by an elastic blanket to allow the immobilisation of the IMUs (Fig. 4.1). One expert rider (body mass: 70 kg) of the Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) rode all horses with a 2Gs saddle (CWD). The saddle was the same and well-fitted for all horses. The study was approved by the Animal Ethics Committee Anses/ENVA/UPEC, France (number 16) with the number 15-042.

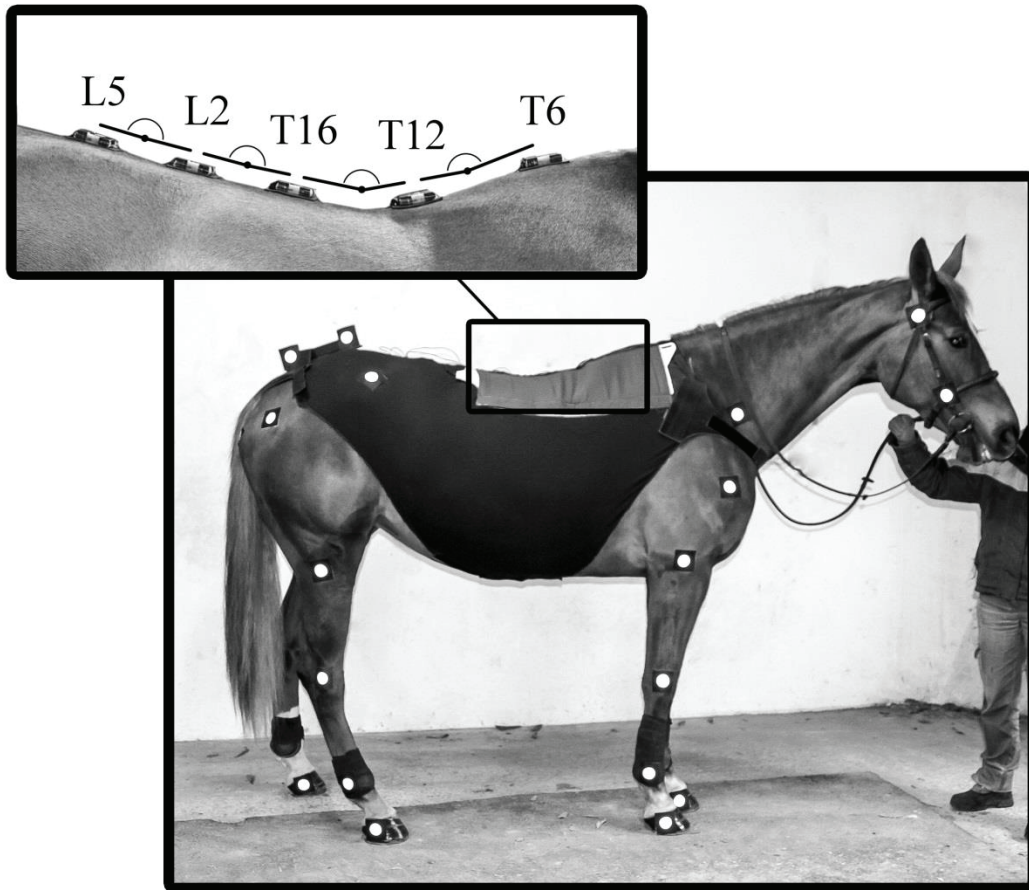


Fig. 4.1 Picture of horse number 3 showing the position of inertial measurement units (IMU) and 2D reflective markers. IMUs were positioned at the levels of thoracic vertebrae T6, T12 and T16, and lumbar vertebrae L2 and L5. Zoom box shows detail of IMUs' and calculated spine angles.

### *Material*

Five inertial sensors (HIKOB Fox, HIKOB) were synchronised via a wireless transmitter (HIKOB Gateway, HIKOB). Each inertial sensor contains a three axis accelerometer ( $\pm 8$  g), a three axis gyroscope (full scale  $\pm 2000$  °/s) and a three axis magnetometer ( $\pm 8.1$  Gauss). All five sensors were attached to a common battery and remotely controlled with the Gateway card. Inertial sensors were positioned on horses with custom made pads at the levels of thoracic vertebrae T6, T12 and T16, and lumbar vertebrae L2 and L5 (identified by palpation of the respective dorsal spinous processes). These

positions allow the calculation of four angles: angle T6-T12, angle T12-T16, angle T16-L2 and angle L2-L5 (Fig. 4.1). IMUs recorded data at a sample rate of 100 Hz per individual channel.

Two cameras (UI-324 OCP-M-GL, Imaging Development Systems GmbH) with a resolution of 1280x550 pixels were connected on the Ethernet port of a computer. The cameras were positioned with levels and placed 7 meters apart and 10 meters from the pathway of the horse. The kinematic field of study measured 15 meters length (7.5 meters for each camera) and 5 meters high allowing the recording of five or six successive strides of trot. Custom software recorded synchronously the two video films at a sample rate of 75 frames per second. Conversion from pixels to centimetres was performed using a rigid plate with two markers placed on the croup. Distance between these markers was known by construction. Eighty 2D reflective markers were positioned on the horse at anatomical landmarks as described by Sprigings et al. (1986).

### ***Synchronisation***

The start of the measurements was remotely controlled by the Novel Pliance software used for another part of the study. A Pliance sync box was connected to the IMUs. A LED was used to synchronise the 2D video cameras with other materials. The circuit of the LED and a trigger from the sync box were plugged to an A/D converter (V-Link - LXRS, LORD MicroStrain).

### ***Data Collection***

All measurements were realized in an indoor arena and began with a stop of 45 seconds. For the unriden condition, each horse was trotted in hand with saddle and girth at

the right hand on a straight line in the kinematic field, six times. Then, each horse was ridden at rising trot on the right-hand side on the same straight line, at approximately the same speed (3.8 m/s). The same number of trials (six per horse) was recorded. The rider trotted on the right diagonal: seated during left diagonal stance (LD/seated), standing on the stirrups during right diagonal stance (RD/standing).

### ***Data Analysis***

All data were exported into Matlab for further processing. Individual stride cycles were determined, with the beginning of each stride defined as the moment of hoof contact of the right forelimb. Detection of foot contact times and stance phase were based on the horizontal velocity profile of the marker on the hoof (Peham et al., 1999). Data were extracted for each stride and interpolated to 100% stride time.

The centre of mass of the horse was extracted from the trajectories of 2D reflective markers by calculating the barycentre of the centres of mass of each anatomical segment. The anatomical segments and weight coefficients used were derived from the study of Sprigings et al. (1986) working with two dimensional mocap. For each stride of trot, two minima, two maxima and two amplitudes corresponding to the two phases of trot were studied.

The angle between the metacarpus/tarsus and the vertical line was calculated. The maximal limb protraction and retraction were defined respectively as the angle between the metacarpus/tarsus and the vertical line at the beginning and the end of the stance phase. The protraction, retraction and ROM of each angle were analysed.

The flexion-extension angle between two successive IMUs was assessed by the integration of angular velocity from the gyroscope using the method validated by Martin et al. (2014), comparing the results obtained with the IMUs with respects to a gold standard 3-D

mocap. With this method, we hypothesised that the Y (transversal) axes of the IMUs are parallel during the movement and that the horse trotted on a straight line. Before any calculation, the initial bias of the gyroscope of each IMU was removed. The gyroscope expressed the angular velocity of each IMU with respects to the global reference frame (Rg) in the reference frame of the respective IMU. To express this angular velocity in the global reference frame, the accelerometer data, sensing the gravity at rest (giving the vertical), were used to calculate the initial orientation of each sensor with respects to the global reference frame. To assess the relative velocity between two successive IMUs, the angular velocity of the proximal IMU was subtracted from the angular velocity of the caudal IMU. The integration during time of this relative angular velocity gives the flexion-extension angle around the transversal (Y) axis of Rg. For each angle and each stride of trot, two minima, two maxima and two ROM corresponding to the two phases of trot have been computed.

### ***Statistical analysis***

The total number of strides for the unriden and ridden trots was 74 and 80, respectively. To compare conditions (unriden *versus* ridden) with respects to biomechanical variables and to account for correlated repeated measurements within each horse and within each trial, linear mixed-effects regression models were used (SAS version 9.3, SAS Institute Inc), where the dependent variables were the biomechanical variables. In addition to conditions, these models included speed as a potential confounding factor. The estimated means (standard error [SE]) are presented. Significance was set at  $P < 0.05$ .

### 4.3 Results

During the RD/standing phase, the estimated mean (SE) of ROM of the angles T6-T12 and T12-T16 increased significantly by  $1.7(0.8)^\circ$  and  $1.2(0.4)^\circ$  respectively. During the LD/seated phase, the ROM of the angle T6-T12 increased significantly by  $3.4(0.3)^\circ$  and the ROM of the angle T12-T16 and angle T16-L2 decreased significantly by  $1.3(0.4)^\circ$  and  $0.6(0.2)^\circ$ , respectively. No significant differences were found for angle T16-L2 during the RD/standing phase and for the angle L2-L5 during both phases (Fig. 4.2).

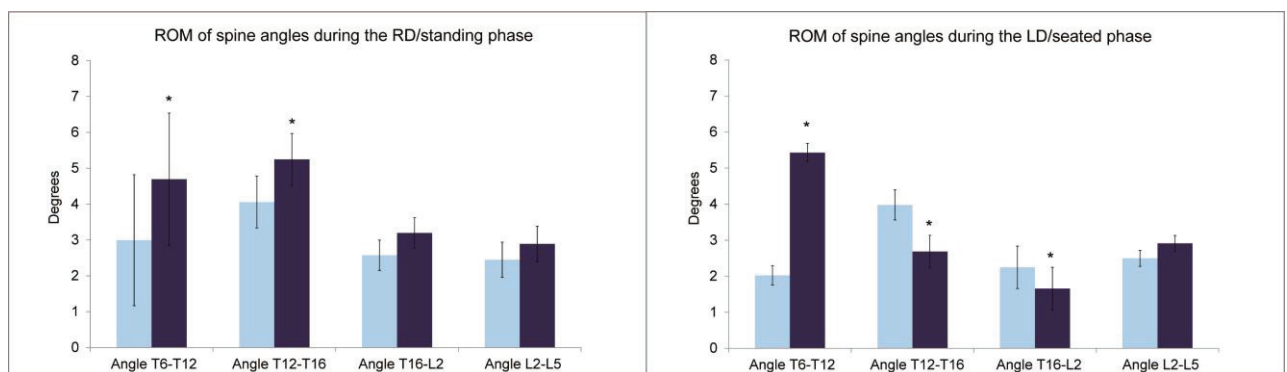


Fig. 4.2 Bar charts showing the range of motion (ROM) of spine angles for unriden (light bars) and ridden (dark bars) conditions during the RD phase (corresponding to the standing position of the rider) and during the LD phase (corresponding to the seated position of the rider) at trot (3.8m/s).



The mean (SE) vertical displacement of the horse's centre of mass was significantly reduced for the ridden horse, during RD/standing phase (-0.6(0.3) cm) and LD/seated phase (-0.9(0.3) cm) (Fig. 4.3).

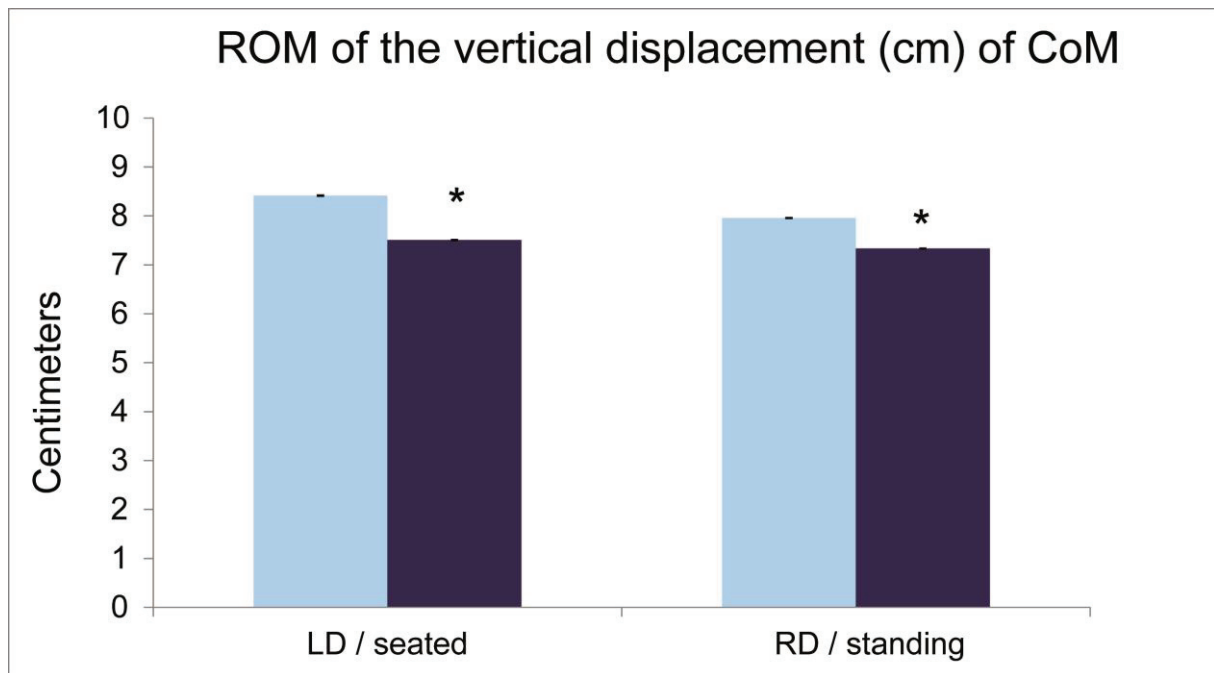


Fig. 4.3 Bar charts showing the range of motion (ROM) of the vertical displacement of the horse's center of mass for unridden (light bars) and ridden (dark bars) conditions during the RD phase (corresponding to the standing position of the rider) and the LD phase (corresponding to the seated position of the rider) at trot (3.8m/s).

An increase of protraction, retraction and ROM of the metacarpus and metatarsus during the stride of trot was observed when the horse was ridden. The mean (SE) ROM significantly increased up to 2.4(0.3) ° for the forelimbs and 2.2(0.5) ° for the hind limbs during ridden trot. Mean (SE) protraction and retraction angles significantly increased by 0.7(0.3) ° and 1.8(0.3) ° respectively for the metacarpus (Fig. 4.4), and 1.0(0.4) ° and 1.3(0.4) ° respectively for the metatarsus (Fig. 4.5).

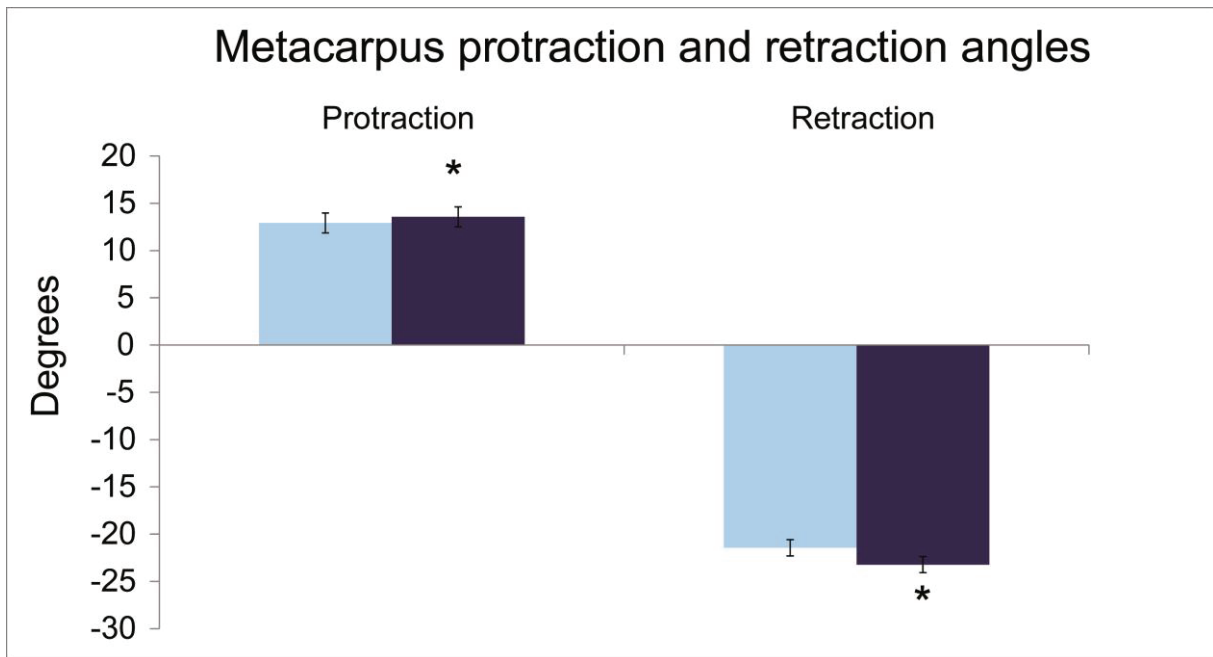


Fig. 4.4 Bar charts showing the metacarpus protraction and retraction angles for unriden (light bars) and ridden (dark bars) conditions. The standing phase (RD) and the seated phase (LD) have been analysed together.

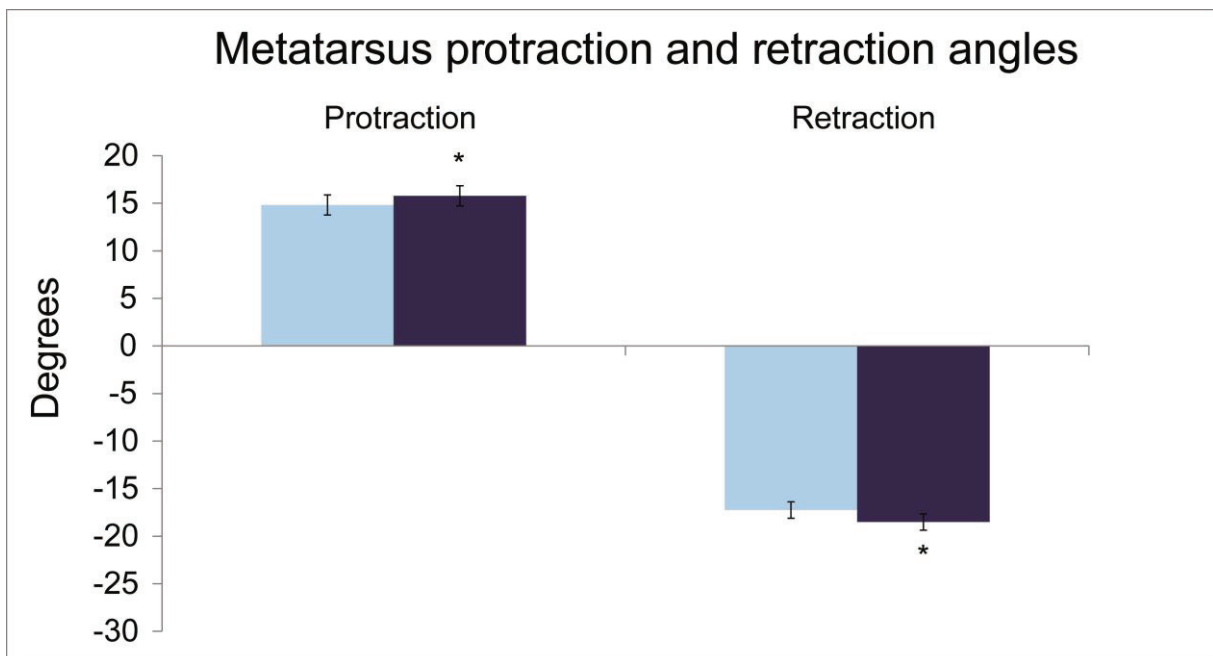


Fig. 4.5 Bar charts showing the metatarsus protraction and retraction angles for unriden (light bars) and ridden (dark bars) conditions. The standing phase (RD) and the seated phase (LD) have been analysed together.

## 4.4 Discussion

Several studies have already demonstrated that the saddle and the rider had a significant effect on the biomechanics of the horse's back. However, this study was the first to allow the measurement of back movements under the saddle.

Some limitations must however be underlined. First, this study is only a part of a larger study focused on the horse-saddle-rider interactions. The complexity of the protocol explains why the number of horses was deliberately small. Some precaution must therefore be taken before generalisation of the results. The second main limitation occurs with the use of IMUs for which absolute values of orientation are difficult to accurately estimate. We chose to restrain our analysis to ranges of motion for which the method was proved to be robust (Martin et al. 2014).

De Cocq et al. (2004) used the calculation method of Faber et al. (2001c, 2002) to analyse the effect of the saddle and weight on the horses' back. This method provided an orientation of the vertebra which was independent of the position of the trunk of the horses. This study demonstrated that the saddle and weight provoked an overall extension of the lumbar region represented by a decrease in the maximum flexion and extension of L3 and L5 vertebrae without change of the ROM of the back. The study of De Cocq et al. (2009) used the same calculation method as Faber et al. (2001c, 2002) but taking into account the trunk position. Their results confirmed the overall extension of the lumbar region during "loaded" condition (rising and sitting trot) with respect to the unloaded condition. In this study, the ROM of the lumbar region was higher in rising and sitting trot than in unloaded condition. These results showed that the rider had an effect on the horse's back. However, an important part of the back of the horse could not be directly assessed by mocap due to the saddle.

The results of the present study show that the effect of the rider on the horse's back kinematics at the rising trot is different according to the two phases of the trot. For the L2-L5 angle at rising trot, a marked but not significant increase of the ROM was noted during both trot phases (RD/standing; LD/seated). For the part of the back under the saddle, when the rider was on the stirrups (RD/standing), the ROM of the horse's back increased (significantly for angle T6-T12 and T12-T16) while the weight of the rider was carried by stirrup bars on the front of saddle. Conversely, when the rider was seated, the region of the back placed under the seat of the rider was significantly less mobile than when the horse was trotting freely (angles T12-T16 and T16-L2). We can hypothesise that the horse stretches his back to counteract the rider's weight during this phase of the trot. It is interesting to point out that basic strength training exercises during dressage work stretch and muscle the back to support the rider's weight. As well as in the RD phase (standing), the ROM of angle T6-T12 increased compared to unridden condition. Compared to unridden condition, it is interesting to notice that this region of increased ROM corresponds in the ridden condition to the area of the saddle's "lock-in" point where the saddle fits.

To complete our data, we analysed the limbs movements by the use of 2D reflective markers in order to assess the potential link between limb movements and back motion in ridden condition. Jeffcott (1979) described the association between forelimbs' protraction, hind limbs' retraction and extension of the back, while forelimbs' retraction hind limbs' protraction were associated with flexion of the back. The study of De Cocq et al. (2004) showed that the pro- and retraction angles of the limbs were affected by the saddle and weight. They described an increase in retraction angle of the forelimbs and hind limbs accompanied by an increased protraction of the forelimbs. As expected, limbs' movements were also affected by the rider and saddle in our study. The ROM of the angle T6-T12

increased at the same time as the protraction-retraction angles for fore and hind limbs in the ridden condition. De Cocq et al. (2004) showed that in order to counteract the extension of the back due to the weight, horses adapted their gait by increasing the retraction angle of forelimbs.

When horses were ridden, the ROM of the vertical displacement of their centre of mass was reduced compared to free trot. This decrease was more pronounced when the rider was seated. It can be hypothesised that the strengthening of the back during this phase of the trot is associated with a reduced “rebound” of the whole trunk.

As expected, riding a horse at the rising trot has significant effects of the back biomechanics under and adjacent to the saddle and on global locomotion variables such as protraction-retraction and vertical displacement of the horse centre of mass. The present study was performed with one experienced rider and one type of saddle. It can be hypothesised that riders of different levels and/or different shapes and designs of saddle may also have an influence on these variables. This emphasises the need for a better understanding of these effects and on the improvement of the so-called horse-rider interactions with the goal of reaching the difficult notion of “comfort”. This vague concept definitely needs more quantified data for a more precise description. The horse-saddle-rider interaction is a preoccupying subject for researchers, veterinaries, equine professionals and riders for a better understanding of the aetiopathogenesis of back injuries and for the improvement of saddle design.

## **Conclusions**

The development of a new protocol synchronizing various materials including IMUs allowed the analysis of the effect of the rider during trot. This type of protocol is a key to better understand the horse-saddle-rider interaction because the investigation of the back

movements under the saddle becomes possible. This study showed that the rider affected the back motion under the saddle as well as the limbs movements and the displacement of the horse's CoM. Combining this protocol with stirrup force sensor and pressure mat will increase our understanding of the effect of the saddle and rider on the horse's back. Next step will be to extend this study to more demanding situations such as canter or jumping.







*Chapitre 5.*

***EFFECT OF THE RIDER POSITION DURING RISING TROT ON THE HORSE'S BIOMECHANICS (BACK AND TRUNCK KINEMATICS AND PRESSURE UNDER THE SADDLE)***





## Chapitre 5.

# **EFFECT OF THE RIDER POSITION DURING RISING TROT ON THE HORSE'S BIOMECHANICS (BACK AND TRUNCK KINEMATICS AND PRESSURE UNDER THE SADDLE)**

*(Martin et al., Submitted)*

Soumis au *Journal of Biomechanics* le 11 Juillet 2015 (en révision)

*Des informations additionnelles à l'article sont présentées dans ce chapitre.*

Le chapitre précédent a montré que la présence du cavalier induisait des modifications sur la mobilité du rachis thoracique et lombaire et l'amplitude de mouvement des membres, en comparaison au cheval non monté. 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. L'objectif de cette étude est de compléter celle, purement cinématique, présentée au chapitre précédent afin de comprendre 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. Ce chapitre présente également le protocole complet mis en place, en détaillant en particulier la synchronisation des différents matériels.

## 5.1 Introduction

Analysis of the biomechanics of the horse's back and the horse-saddle-rider interaction is a crucial step for a better understanding of back injuries in the horse. Movements of the horse's spine have been first measured on unriden horses, during trot, thanks to optical motion capture system (mocap) (Audigié et al., 1999). To understand 3D spinal movements, Faber et al. (1999) developed an invasive method which enabled the direct measurement of vertebral movement using mocap at walk, trot and canter (Faber et al., 2000; 2001a; 2001b). De Cocq et al. (2004) showed that the saddle and weight induced a global extension of the back of the ridden horse without change in the range of motion (ROM) of the lumbosacral junction. Peham et al. (2004) showed that the rider reduced the variability of the horse's motion pattern. However, the use of mocap does not allow the assessment of the movement of the ridden horse's thoracic spine under the saddle.

The effect of the saddle and the rider on the horse's back has also been investigated using electronic pressure mat. Jeffcott et al. (1999) and De Cocq et al. (2006) showed that this mat allows a reliable assessment of the acting forces. The pressure mat has been used to analyse the effect of different types of saddle (Belock et al., 2012; Latif et al., 2010; Clayton et al., 2014) or saddle pads (Kotschwar et al., 2010). The majority of studies were performed in sitting trot during which the both phases are identical. However, in rising trot, the rider sits in the saddle during half of the stride and rises from the saddle during the other half of the stride in coordination with the horse's limb movements. Byström et al. (2010) showed that during rising trot compared to sitting trot, the maximum pressure under the cranial part of the saddle presented a marked increase and decreased significantly under the caudal part of the saddle. Rider weight seems to be translated to the cranial part of saddle when the rider is standing. Using kinematic data of the rider, De Cocq et al. (2009) quantified the force on the

horses back in sitting and rising trot. The displacement of the centre of mass (COM) of the rider was differentiated twice to obtain its acceleration. The reaction force between the rider and the horse's back was then derived from this acceleration. This study showed that two force peaks were present during one stride cycle and force was lower when rider was on the stirrups. The same pattern of force exerted by the saddle and the rider during the standing phase was found by Peham et al. (2010) using a pressure mat. Van Beek et al. (2012) studied stirrup forces during sitting and rising trot. For both riding techniques, the force patterns showed also two peaks per stride cycle which represented the two-beat rhythm of the trot.

However, due to technological limits, no studies have quantified the back's motion under the saddle. To assess the horse's back movement under the saddle, wireless inertial measurement units (IMU) could be an alternative technique to mocap. These IMUs placed under the saddle in conjunction with pressure mat and stirrup force sensors analysis could be a pertinent method to analyse the horse-saddle-rider interaction. IMUs have already been used to analyse and quantify the horse's lameness (Keegan et al., 2002; Pfau et al., 2007; Church et al., 2009) and the horse-rider interaction (Pfau et al., 2009; Greve et al., 2013) by measuring the vertical displacement of specific points on the back. Pfau et al. (2005) showed that inertial sensors could capture cyclical movements with comparable accuracy to mocap but no studies used IMUs to quantify angular ROM on different areas of the horse's back.

The aim of the present study was to evaluate the effect of the rider during rising trot on the back pressure distribution, spine movement, stirrups forces and global locomotion of the horse. We hypothesised that the ROM of the spine under the saddle was altered differently by the rider during both phases of the trot and that these modifications were concomitant with a change of pressure distribution and stirrups forces.

## 5.2 Materials and methods

### *Horses and rider*

Three horses with no clinical signs of back problems or lameness (age: 7-12 years, height range: 1.68-1.75 m) of the Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) were used. One expert rider (body mass: 72.1 kg) of the Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) rode all horses with a 2Gs saddle (CWD). The saddle was the same and well-fitted for all horses. The study was approved by the Animal Ethics Committee Anses/ENVA/UPEC, France (number 16) with the number 15-042.

### *Material*

IMU - Five inertial sensors (HIKOB Fox, HIKOB) were synchronised via a wireless transmitter (HIKOB Gateway, HIKOB). Each inertial sensor contains a three axis accelerometer (+/-8g), a three axis gyroscope (full scale +/- 2000°/s) and a three axis magnetometer (+/- 8.1 Gauss). All five sensors were attached to a common battery and remotely controlled with the Gateway card. Inertial sensors were directly glued on horses with custom made pads at the levels of thoracic vertebrae T6, T12, T16 and lumbar vertebrae L2, L5 (identified by palpation of the respective dorsal spinous processes). These positions allow the calculation of four angles: angle T6-T12, angle T12-T16, angle T16-L2 and angle L2-L5 (Fig. 5.1). Sample rate was set to 100 Hz.

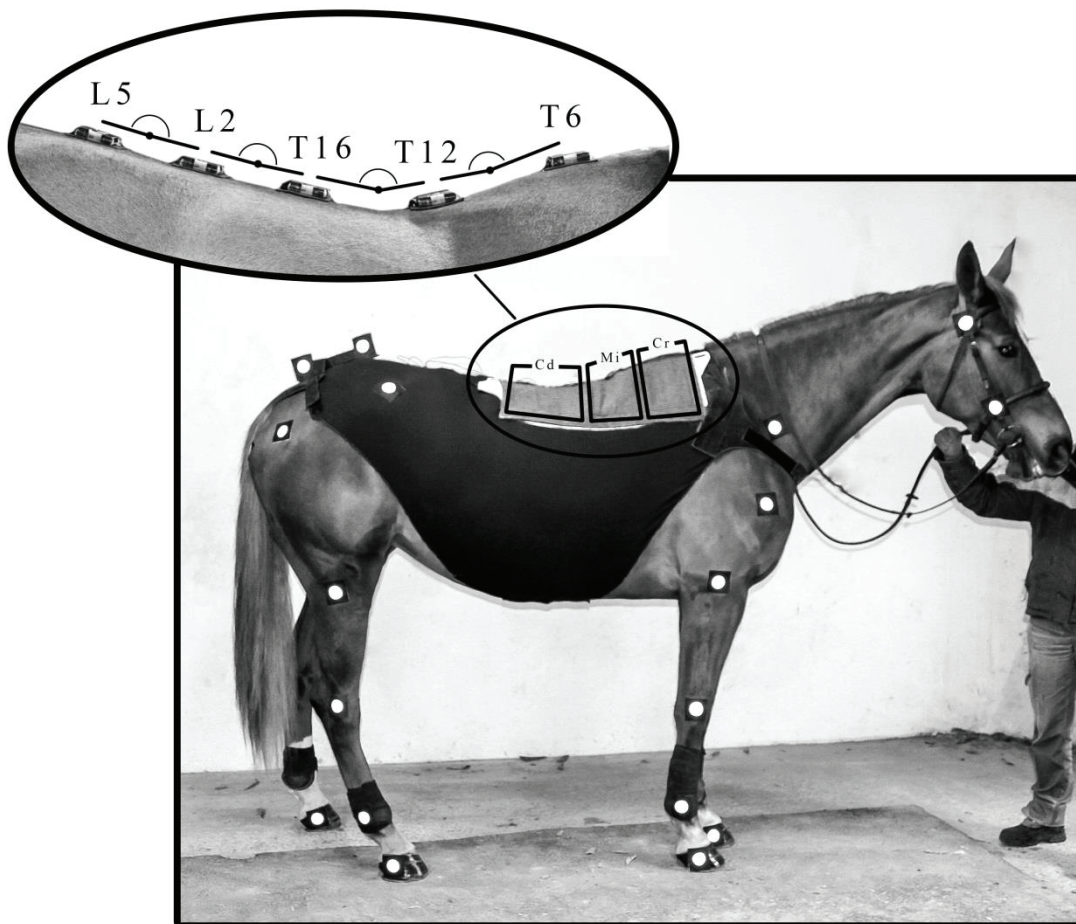


Fig. 5.1 Picture of horse number 3 showing the position of inertial measurement units (IMU) and 2D reflective markers. IMUs were positioned at the levels of thoracic vertebrae T6, T12 and T16, and lumbar vertebrae L2 and L5. Zoom box shows detail of IMUs' and calculated spine angles.

Pressure Mat – Pressure distribution between the saddle and the horse's back was measured using an electronic pressure mat (Novel Electronics, Novel) consisting of two rectangular arrays of 128 sensors (area: 9.375 cm<sup>2</sup>) on both right and left side of the horse's back. Sampling rate was 75 Hz. The mat was calibrated in a pneumatic frame before starting data collection with each sensor calibrated individually in the range of 2-200 kPa. The over-day sensor variation was tested as described by De Cocq et al. (2006) and coefficients were good to excellent. The mat was zeroed before putting the saddle on each horse.

Stirrups force sensor - The force exerted on the stirrups was measured using a strain gauge based force sensor. Two LCM 200 2224 N (500 lb) tension/compression sensors (Futek) were placed between the stirrup leather and the stirrups. The sensors were previously connected with two ball joints, to report all forces in the direction of the stirrup. The sensors were connected to a wireless sensor node (analog digital converter and data logger: V-Link-LXRS, Lord MicroStrain). The sampling rate was 128 Hz.

2D motion capture - Two cameras (UI-324 OCP-M-GL, Imaging Development Systems GmbH) with a resolution of 1280×550 pixels were connected on the Ethernet port of a computer. The cameras were positioned with levels and placed 7 meters apart and 10 meters from the pathway of the horse. The kinematic field of study measured 15 meters long (i.e. 7.5 meters for each camera) and 5 meters high allowing the recording of five or six successive strides of trot. Custom software recorded synchronously the two video films at a sampling rate of 75 frames per second. Conversion from pixels to centimeters was performed using a rigid plate with two markers placed on the croup. Distance between these markers was known by construction. Twenty five 2D kinematic markers were positioned on the horse and the rider at anatomical landmarks (Sprigings et al., 1986; De Leva, 1996).

Synchronisation – The computer 1 gives the start of the measurement via a Bluetooth connection using Pliance Software with the Acquisition Box of the Novel pressure mat. The data of the pressure mat are recorded on the SD card placed in the Acquisition Box.

The Acquisition box sends a trigger to the Novel synchronisation box via optical fibre connection. This Novel sync box sends a trigger at each mat measurement (75 Hz), width: 10ms, height: 5V. These parameters are defined with the Pliance Software.

The synchronisation IMU card receives these triggers and gives the start of the measurement to all 5 IMUs. IMUs are synchronised at each trigger between them and with other materials. Each IMU have an internal SD card to log the data. The data are exported into the computer after the experiment using Matlab. To follow the status of each IMU in real time (number of measurement on the SD card, battery life, ...) a gateway card is connected to the computer 1 which communicates with the synchronisation IMU card.

The first trigger coming from the Novel sync box is used to begin the datalogging of the left and right stirrup data. The parameter of the V-link is defined with the Node Commander software before measurement via wireless transmission. The pressure mat data are recorded on the Novel Acquisition Box memory and exported after measurement in the computer.

Computer 2 is connected via an Ethernet connection with two cameras. The start and stop of measurements are realised by internal developed software. Cameras and other materials are synchronised with the LED signal.

All data from IMUs, pressure mat and stirrups are recorded on internal memory weared by the rider using a dedicated belt and extracted after measurements. Only the first start trigger was done by Bluetooth, no data transfers are realised during measurement.



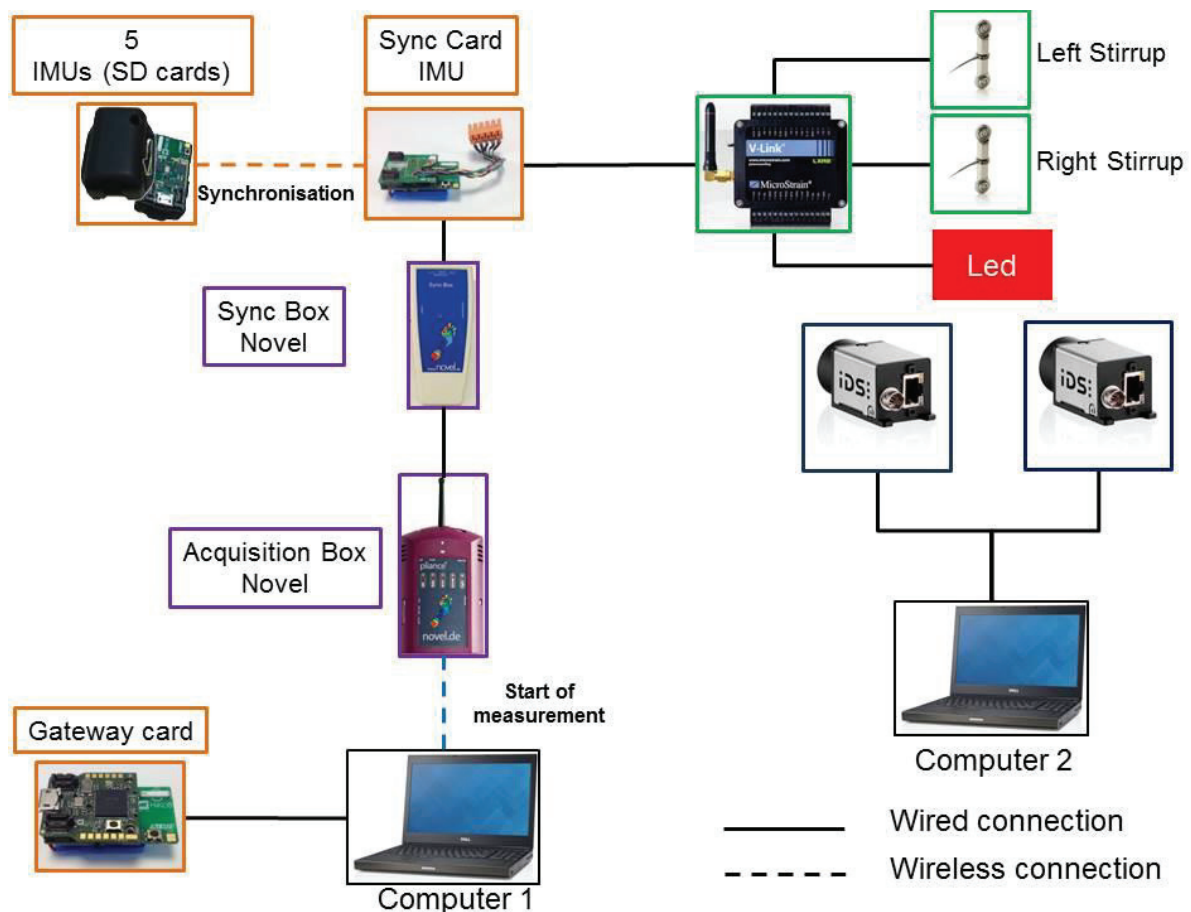


Fig. 5.2 Diagram illustrating the relation between the different materials and the synchronization process.

Analysis of synchronization delay - One experiment was conducted to analyse the synchronisation between the different materials. One IMU was fixed to a stirrup equipped with the force sensor. A 2D reflective marker was also glued on the stirrup. An operator hit the pressure mat with the stirrup. During the experiments with the horses, the time between the initial trigger and the end of the measurements ranged between 13 and 24s. We set the sync experiment to 60s, which was higher than the time of a trial in the field. At 5s and each 15s, the operator hit the pressure mat with the stirrup. For each material, the time at this event was recorded when we observed respectively, an increased pressure on the novel mat, a peak on the force sensor and the accelerometer of the IMU and an immobilization of the 2D

reflective marker with the kinematic system. We analysed the delay at each impact between the different materials and the Novel system chosen as a reference.

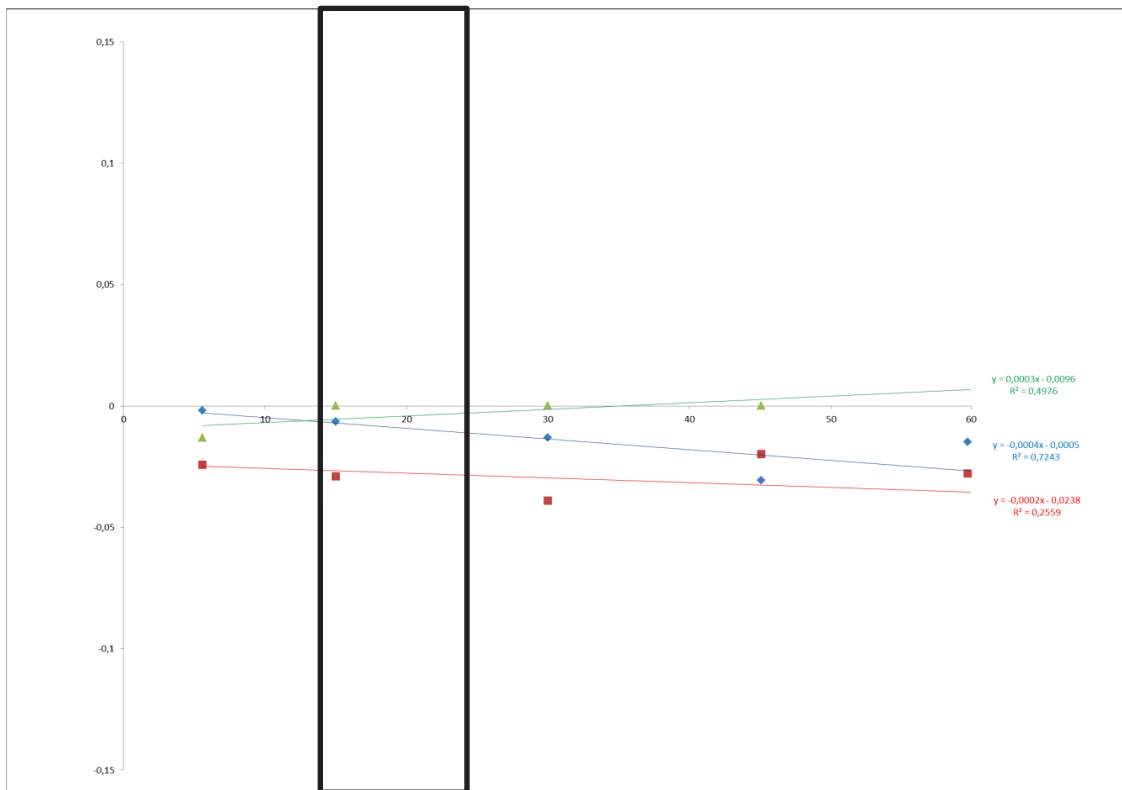


Fig. 5.3 Plot showing the delay during the measurements time between motion capture an Novel (green), Inertial Measurement Units and Novel (blue) and stirrups force sensors and Novel (red).

The green curve represents the delay between motion capture and Novel, the blue curve between IMU and Novel and the red curve between stirrups force sensors and Novel.

At the maximal time of our measurement with horses (24s), we found the following maximal delays:

- between motion capture and Novel: -0.0024s (0.4% of stride duration);
- between IMU and Novel: -0.010s (1.4% of stride duration);
- between Stirrups and Novel: -0.028s (4.0% of stride duration).

The stirrups force sensors presented the biggest delay but this delay remained inferior to 4% of the total stride duration. To explain the delay on the stirrups force sensors signal, we hypothesize that the internal clock of the V-Link is slightly different than the internal clock of the synchronization box of the Novel.

The 2D motion capture (synchronised with other materials thanks a LED connected to the V-link) was not affected by this problem because the LED spark happens at the start of the measurement of the V-Link.

Some precaution must be taken when interpreting the synchronisation between force sensors signals on the stirrups and other materials. However, the absolute values of these signals were not affected.

### ***Data Collection***

All measurements were realized in an indoor arena and began with a static measurement of 45 seconds. Each horse was ridden at rising trot at the right-hand side on a straight line, at approximately the same speed (3.8m/s). The same number of trials (six per horse) was recorded. The rider trotted on the right diagonal: seated during left diagonal stance (seated/LD: left forelimb, right hind limb), standing on the stirrups during right diagonal stance (standing/RD: right forelimb, left hind limb).

### ***Data Analysis***

All data were exported to Matlab for further processing. Individual stride cycles were determined, with the beginning of each stride cycle defined as the moment of hoof contact of the right forelimb. Detection of foot contact times and stance phase were based on the

horizontal velocity profile of the marker on the hoof using the method described by Peham et al. (1999). Data were extracted for each stride and normalized in percentage of stride.

Centre of mass (COM) - The trajectories of the COM of both the horse and the rider were extracted from the trajectories of 2D reflective markers by calculating the barycentre of the COM of each anatomical segment. The anatomical segments and weight coefficients used for the horse and the rider were derived from the study of Sprigings et al. (1986) and de Leva (1996) respectively. Vertical ROM of the COM of the horse, the rider and the difference between both were computed. The force exerted by the rider and the saddle system on the horse's back was calculated from the COM acceleration. The amount of vertical force of the system depends on the mass and acceleration of the system, in accordance with Newton's second law. The acceleration of the saddle was considered similar to the horse acceleration COM. The rider-saddle force was expressed by the equation:

$$F_{\text{saddle\_rider}} = m_{\text{saddle}} \times a_{\text{COM\_horse}} + m_{\text{rider}} \times a_{\text{COM\_rider}} + (m_{\text{saddle}} + m_{\text{rider}}) \times g$$

where  $g$  is the acceleration due to the gravity ( $9.81\text{m/s}^2$ ),  $a_{\text{COM\_rider}}$  and  $a_{\text{COM\_horse}}$  were the acceleration of the rider and the horse COM respectively,  $m_{\text{selle}}$  and  $m_{\text{rider}}$  were the mass of the saddle and the rider and  $F_{\text{saddle\_rider}}$  is the force exerted by the rider and the saddle on the horse's back.

Kinematics of the vertebral column - The flexion-extension angle between two successive IMUs was assessed by the integration of angular velocity from the gyroscope sensor using the method validated by Martin et al. (2014) who compared the results obtained with the IMUs in relation to a gold standard 3-D mocap. With this method, we hypothesised that the Y (transversal) axes of the IMUs were parallel during the movement and that the horse trotted on a straight line. Before any calculation, the initial bias of the gyroscope of each

IMU was removed. The gyroscope expressed the angular velocity of each IMU in relation to the global reference frame (Rg) in the reference frame of the respective IMU. To express this angular velocity in the global reference frame, the accelerometer data, sensing the gravity at rest (giving the vertical), were used to calculate the initial orientation of each sensor in relation to the global reference frame. To assess the relative velocity between two successive IMUs, the angular velocity of the proximal IMU was subtracted from the angular velocity of the caudal IMU. The integration during time of this relative angular velocity gave the flexion-extension angle around the transversal (Y) axis of Rg.

Pressure data - The pressure distribution was analysed for the whole mat and was subdivided transversely into thirds (Cranial, Middle, and Caudal). The cranial part was comprised between 0-18.75cm of the mat, the middle part between 18.75-37.5cm and the caudal part between 37.5-60cm (Fig.5.1). For each part and for the whole mat, the loaded area and the average pressure were calculated at each time of the normalized stride. The loaded area was defined as the area of sensors with pressure  $> 2\text{kPa}$ , corresponding to the Pliance mat measuring threshold. Forces were given in Newtons (N). To compare with other published data, the ratio of bodyweight (BW) (force (N) divided by mass (kg) of the rider and the saddle) was also calculated.

Stirrups force – Stirrups forces (N) were divided by the mass of the rider (kg). Minima and maxima of force exerted on the left and right stirrups were extracted for each time of the normalized stride.

### Statistical analysis

The total number of strides was 80. To compare conditions (standing/RD and seated/LD) for biomechanical variables, means  $\pm$  standard deviation (SD) of each parameter of both trot phases and of the difference between seated/LD and standing/RD were calculated. Data were analysed statistically with a paired Student's t test. Significance was set at  $P=0.05$ .

### 5.3 Results

Kinematics - The ROM of the T6-T12 and L2-L5 angles increased significantly during the seated/LD phase ( $+1.7^\circ$ ;  $+0.7^\circ$  respectively) compared to the standing/RD phase. Conversely, the ROM of the T12-T16 and T16-L2 decreased significantly during the seated/LD phase ( $-3.2^\circ$ ;  $-1.2^\circ$ ) compared to the standing/RD phase (Fig. 5.2).

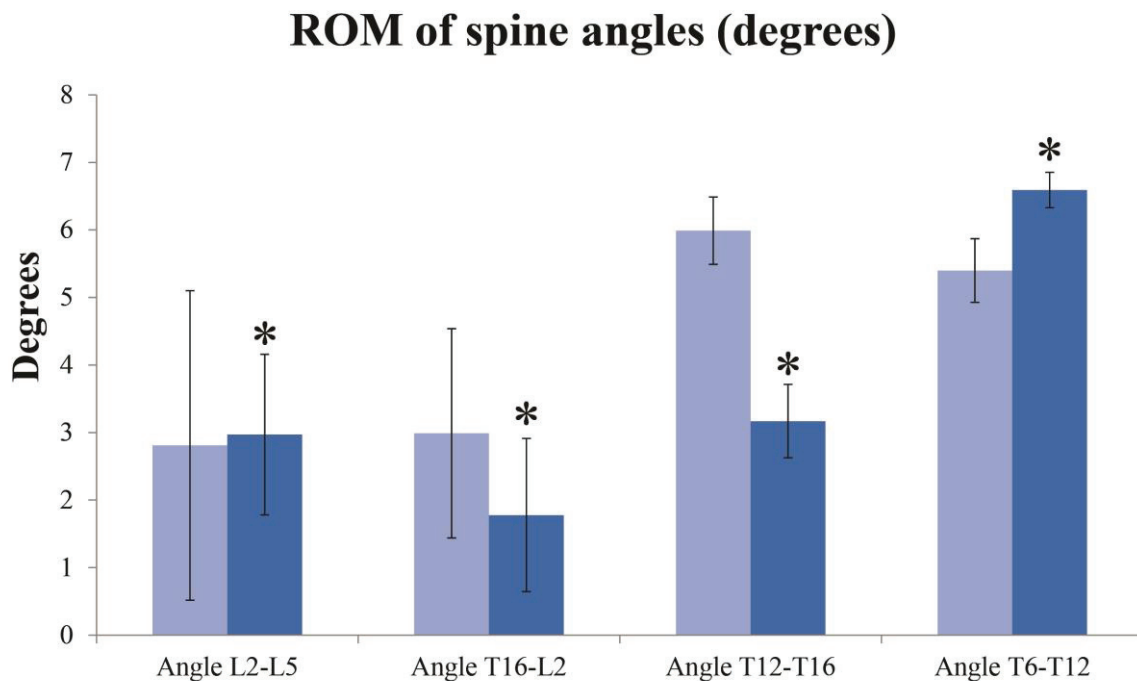


Fig. 5.4 Bar charts showing the range of motion (ROM) of spine angles for RD/standing phase (light bars) and LD/ seated phase (dark bars) at trot (3.8m/s),  $n=80$  strides. (\*) statistical difference ( $P=0.05$ ).

No significant difference was found for the minimum, maximum and ROM of the vertical displacement of the horse COM between both phases of trot. The maximum of the vertical displacement of the rider COM was significantly lower during the seated/LD phase (-23 cm). The two beat rhythm of the trot on the COM trajectory of the horse were clearly visible and both phases were similar (Fig.5.5 a). For the rider, the ROM of the vertical displacement of the COM was lower during the standing/RD phase compared to the seated/LD phase. During the seated/LD phase, the COM of the rider was nearer to the COM of the horse.

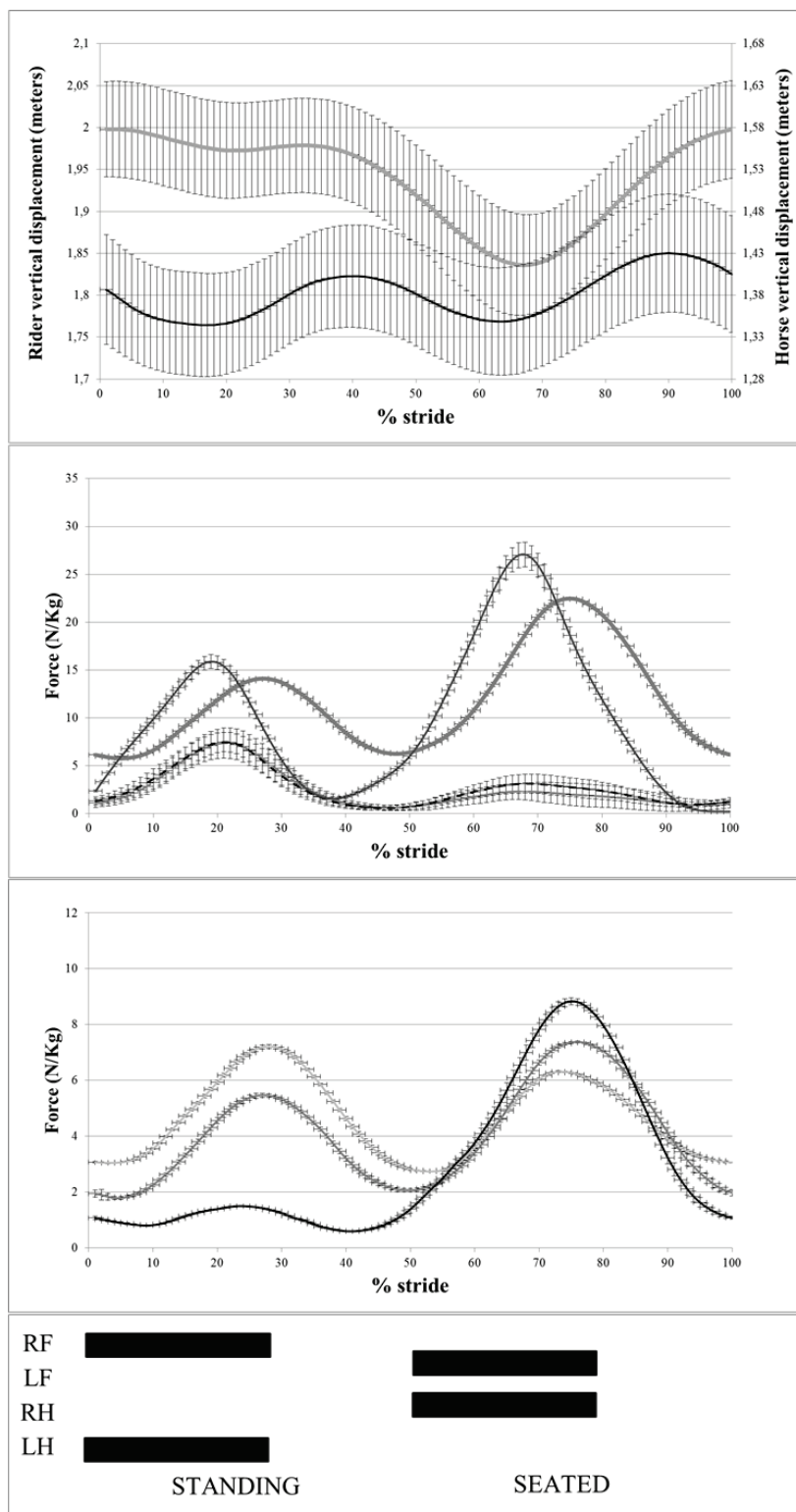


Fig. 5.5 Mean displacement ( $\pm$  SD) of the centre of mass (COM) of the rider and the horse (a), mean stirrups force ( $\pm$  SD) and mean saddle force ( $\pm$  SD) for entire mat (b) and the cranial, middle and caudal part of the mat (c) measured on three horses during 80 strides at rising trot. Forces are expressed in Newton/Kg (BW= ratio of force/mass of the rider). ----- : Rider COM (a) , ----- : Horse COM (a), ----- : Force on the entire mat (b), ---- ---- : Right stirrup force (b), -- -- -- : Left stirrup force (b), ----- : Force\_saddle\_rider (b), ----- : Force on cranial part (c), ----- : Force on middle part (c), ----- : Force on caudal part (c).



Pressure - The mean pressure for the whole mat increased significantly by +3.1kPa during the seated/LD phase compared to the standing/RD phase (Fig. 5.3). The mean area of contact increased by 585cm<sup>2</sup> during the same phase (Fig. 5.4). For middle and caudal parts, mean pressure increased significantly by +1.9kPa and +8.5kPa, respectively, while the pressure under the cranial part presented a tendency to decrease of pressure (while non-significantly) when the rider was seated compared to the standing/RD phase (Fig. 5.3). Concomitantly, the mean area increased significantly by +192.6cm<sup>2</sup> and +347.6cm<sup>2</sup> for middle and caudal parts, respectively. The maximal force value (BW) for the whole mat was 22.5±0.1 N/Kg at 75% of the stride during the seated/LD phase and 14.1±0.1 N/Kg at 27% of the stride. During the standing/RD phase, force exerted by the saddle was focused on the cranial and middle part, region of the stirrup bars. Conversely, during the seated/LD phase, force was localised in majority on the caudal and middle part, under the seat of the rider (Fig. 5.5.c). The maximal force exerted by the rider and the saddle (deduced from the acceleration of the COM) was 27.6±1.3 N/Kg at 68% of stride during the seated/LD phase and 15.7±0.7 N/Kg at 19% of the stride during the standing/RD phase for the COM acceleration and the mat.

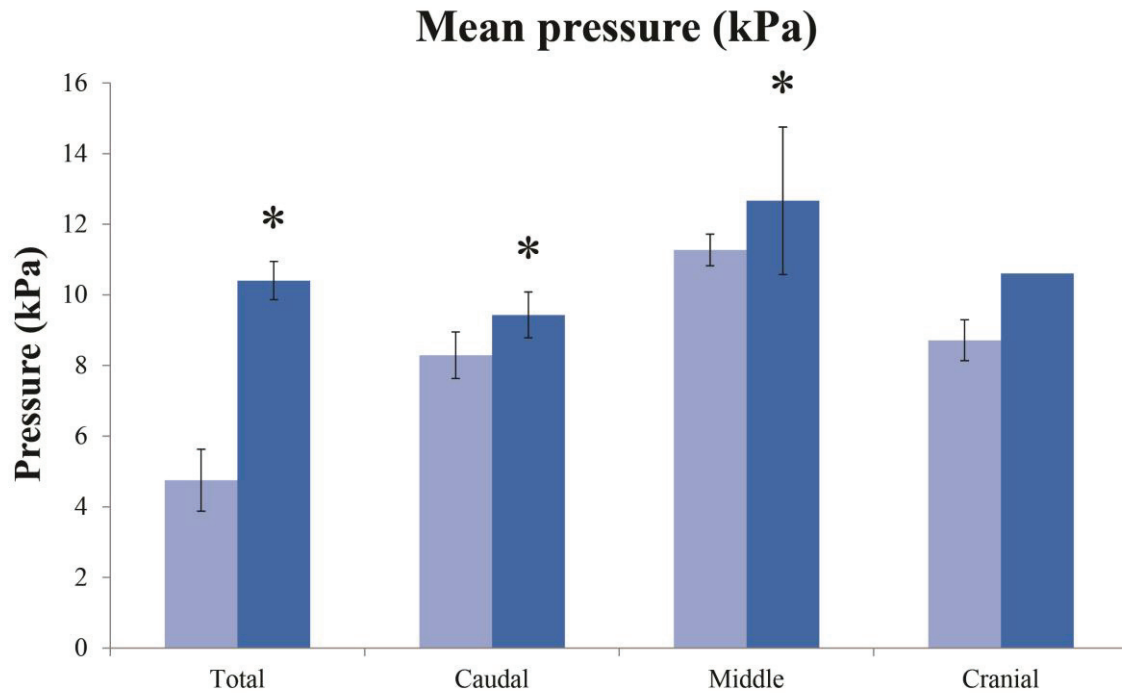


Fig. 5.6 Bar charts showing the mean pressure between the saddle and the horse's back for RD/standing phase (light bars) and LD/seated phase (dark bars) at trot (3.8m/s), n=80 strides. (\*) statistical difference (P=0.05).

Stirrups force - The force pattern of stirrups showed two peaks per stride cycle which represented the two phases of the trot (Fig. 5.5 b). The lower peak on both stirrups was observed during the seated/LD phase of the rider and the higher peak corresponded with the standing/RD phase. Maximal forces applied on the stirrups during the standing/RD phase were  $7.4 \pm 1.6$  N/Kg and  $7.5 \pm 1.0$  N/Kg for the right and the left stirrup respectively. For this same phase, stirrups peak forces were slightly in advance compared to the saddle peak force (Fig. 5.5 b). During the seated/LD phase, the maximal forces (BW) were reduced to  $2.3 \pm 0.9$  N/Kg and  $3.1 \pm 1.0$  N/Kg for the right and the left stirrup respectively. No significant difference on forces on both stirrups was found during both phases.

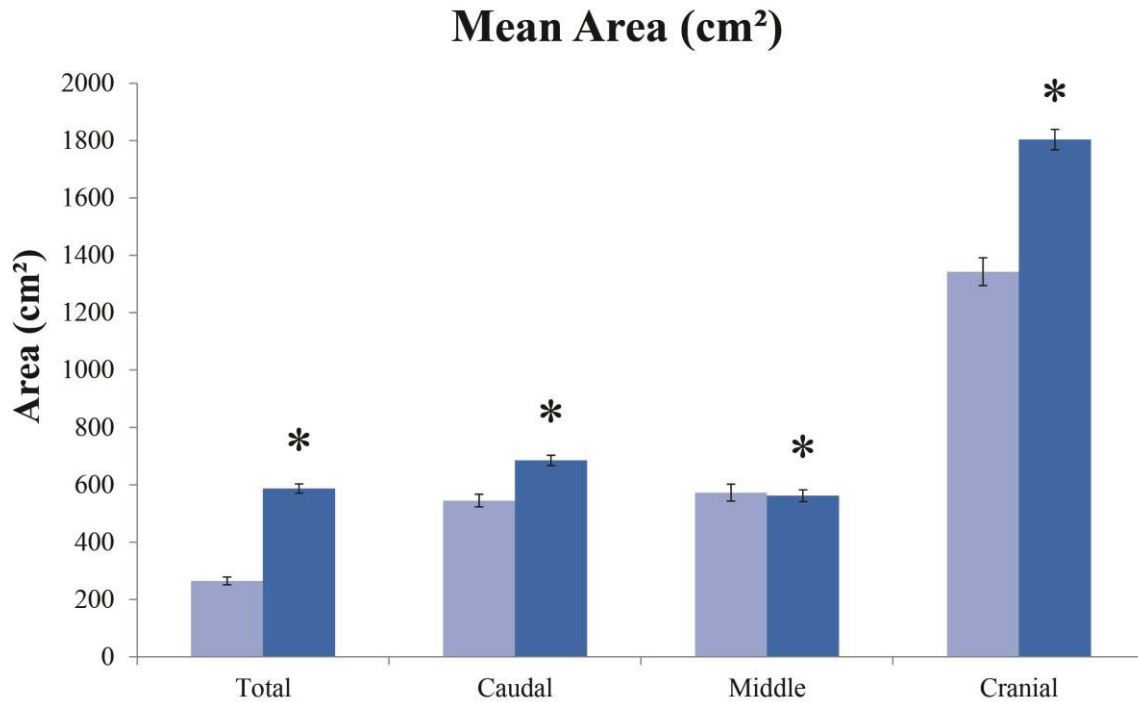


Fig. 5.7 Bar charts showing the mean area of contact of the saddle and the horse's back for RD/standing phase (light bars) and LD/seated phase (dark bars) at trot (3.8m/s, n=80 strides). (\*) statistical difference (P=0.05).

## 5.4 Discussion

The study of rising trot allows the analysis during the same gait and stride of the effect of the change in rider's position on biomechanical parameters. Few studies (De Cocq et al., 2009; Van Beek et al., 2012) have focused on the effect of sitting and rising trot on the saddle pressure distribution, force on the stirrups or movements of lumbar junction. The originality of our study is to combine different devices to follow the global effect of the rider during the rising trot. To better understand this action, IMUs were positioned under the saddle on the thoracic region. Some limitations must however be underlined. First, the complexity of the protocol explains why the number of horses was deliberately small. Some precaution must therefore be taken before generalisation of the results. The second main limitation occurs with

the use of IMUs for which absolute values of orientation are difficult to accurately estimate. We choose to restrain our analysis to ranges of motion for which the method was proved to be robust (Martin et al., 2014).

When the rider is seated, our results showed that the pressure under the middle and caudal parts of the saddle increased as also reported by Byström et al. (2010). Concomitantly, force on the stirrups decreased which was also measured by Van Beek et al. (2012). This increase of pressure applied by the rider has an influence on the horse's back motion. The ROM of the back decreased significantly in the T12-T16-L2 region during the seated/LD phase compared to the standing/RD phase. The horse seems to stretch its back to counteract the force induced by the acceleration of the rider. Conversely, on each extremities of this region of lower motion, the T6-T12 and L2-L5 areas increased significantly their ROM when the rider was seated, which can be interpreted as an increased in these less constrained regions. During this same phase (seated/ LD), force exerted on the stirrups represented  $2.3 \pm 0.9$  N/Kg and  $3.1 \pm 1.0$  N/Kg on the right and left sides respectively. These values were close to the publication of Van Beek et al. (2012) with a peak value of  $3.3 \pm 0.3$  N/Kg for the same phase.

Conversely during the standing/RD phase, we found a marked increase of pressure in the cranial part of the saddle when the rider was standing on the stirrups. Concomitantly, pressure under the middle and caudal parts of the saddle decreased as shown by Byström et al. (2010). Pressure exerted by the saddle and the rider were localised under the stirrups bar. In fact, total stirrups force was 14.9 N/Kg which is close to the peak value of force calculated using the pressure mat ( $14.1 \pm 0.1$  N/Kg).

During the seated/LD phase, total stirrups force was 5.4 N/Kg and the peak value of force for the whole mat was  $22.5 \pm 0.1$  N/Kg. Force exerted on the horse's back was 1.6 times higher during the seated/LD phase.

De Cocq et al. (2010), using the acceleration of the rider's COM, evaluated the vertical force of the rider exerted on the horse's back. The acceleration of the rider's COM was also calculated in our study to deduce the force of the rider and the saddle and to compare with forces measured by the pressure mat. For both trot phases, the force calculated by De Cocq et al. (2010) was higher than the value found in our study with the COM acceleration method ( $19.5 \pm 3.4$  N/Kg *vs*  $15.7 \pm 0.7$  N/Kg and  $31.1 \pm 3.9$  N/Kg *vs*  $27.6 \pm 1.3$  N/Kg for the seated/LD phase and standing/RD phase respectively). We note for both studies that force derived from the COM acceleration were slightly higher compared to the force measured by the mat. First explanation is that the pressure measured by the mat was only the force-component applied perpendicular to the sensors' surface. An underestimation of the vertical force is possible. One other explanation is the ability of the rider, especially for an expert one, to absorb the forces through the leg's joints which was not taken into account by the force calculated from the COM acceleration (Lagarde et al., 2005). Moreover, it is important to take into account the absorption of the stirrups leather and panels of the saddle. This absorption explains also the shift on the forces maxima occurrence.

Moreover, the difference on the minimal force calculated with the pressure mat and the COM (6N/kg for the mat *versus* 0.2N/kg for the COM) was explained by the fact that the pressure mat takes into account the weight and the acceleration of the saddle, the tension of the girth and the breathing movement of the horse.

The synchronized vertical displacements of rider and horse COM, stirrups and saddle forces showed, for the standing/RD phase, that stirrups peak forces were slightly in advance compared to the saddle peak force for the same reason as force from the COM acceleration.

## **Conclusions**

The position of the rider in rising trot had an effect on many parameters. Stirrups forces showed two peaks in each stride cycle. During standing phase, stirrup forces were closed to the saddle force. Forces exerted on the back mostly derived from the rider's weight via the stirrups. During the seated/LD phase, saddle forces increased under the seat of the rider. Horse's reduced back motion under the saddle to counteract these forces induced by the movement of the rider with transferred the motion on less constrained area. The effect of the rider on the horse's back biomechanics is therefore highly dependent on his position and this finding should be taken into account for the rehabilitation of horses with back injuries.





*Chapitre 6.*

***EFFECT OF A PROTOTYPE SADDLE (SHORT PANELS) ON  
THE BIOMECHANICS OF THE EQUINE BACK:  
PRELIMINARY RESULTS***





## Chapitre 6.

# **EFFECT OF A PROTOTYPE SADDLE (SHORT PANELS) ON THE BIOMECHANICS OF THE EQUINE BACK: PRELIMINARY RESULTS** *(Martin et al., 2015)*

Présentation orale au *Congrès de la Société de Biomécanique 29-30 Octobre 2015*.

Abstract publié dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*,  
*Septembre 2015*.

***Des informations additionnelles à l'abstract sont présentées dans ce chapitre.***

Les études précédentes se sont intéressées à une selle à panneaux standard avec l'objectif de quantifier son effet sur la biomécanique du trot du cheval comparé à une situation non montée (*Chapitre 5*). Ces données ont été complétées par une analyse de l'effet de la position du cavalier au trot enlevé sur la biomécanique et la locomotion globale du cheval (*Chapitre 6*). Le but des articles suivants est de comparer l'effet de selles prototypes par rapport à la selle dite standard sur les paramètres biomécaniques exploités précédemment. Le chapitre proposé ici analyse l'effet d'une selle dont les panneaux étaient raccourcis de 10 cm dans le sens longitudinal en arrière de la selle. L'hypothèse reposait sur le fait qu'une selle à panneaux courts pouvait augmenter les pressions exercées sous la selle tout en induisant une plus grande amplitude de mouvement du dos dans la zone libérée et des longueurs de foulées plus importantes. Ce chapitre présente des résultats préliminaires car ils ne reposent que sur

deux chevaux. En effet, le prototype de panneaux court permettant de tester cette hypothèse n'a pu être développé que pour le dernier essai de la thèse réalisé avec deux chevaux.

## **6.1 Introduction**

The effect of saddle and weight on the movement of equine lumbosacral junction (De Cocq et al., 2004) or the effect of saddle and rider on the variability of the equine gait (Peham et al., 2004) have already been analysed. However the use of a motion capture system limits the analysis at the region behind the saddle, whereas the region of interest is mainly under the saddle. The present study uses an alternative technique with wireless inertial measurement unit (IMU) placed under the saddle in order to extend the measurement to this region of interest, in conjunction with pressure mat and stirrup force sensors analysis.

With these combined techniques, the aim of this study was to evaluate the effect of a prototype saddle (short panels) compared to a standard saddle on the flexion-extension motion of the spine, pressure distribution on the back and horse's locomotion parameters. We hypothesized that a saddle with shorter panels may increase load pressure but would allow larger range of motion of the spine and longer stride.

## **6.2 Methods**

Two horses (age 7-12 years, height: 1.68-1.75 m) of the Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) were used; they were clinically sound. Five IMUs (100Hz-Hikob Fox®) were synchronized via a wireless transmitter (HikoB Gateway®) and controlled remotely. They were glued at the thoracic vertebrae T6, T12, T16 and lumbar vertebrae L2, and L5 (Fig. 6.1). The flexion-extension angle between 2 successive IMUs was assessed by the integration of angular velocity from the gyroscope (Martin et al., 2014). The range of motion (ROM) of four

angles (T6-T12, T12-T16, T16-L2, L2-L5) were calculated for each diagonal stance. Pressures between the saddle and the back were measured using an electronic pressure mat (75Hz-Novel Electronics). The pressure distribution was subdivided transversely into thirds (Cranial, Middle, Caudal). For each, the loaded area and the average pressure were calculated at every time of the normalized stride. The Center Of Pressure (COP) location was analyzed for the entire mat. Minima and maxima of each variable were extracted for each stride.

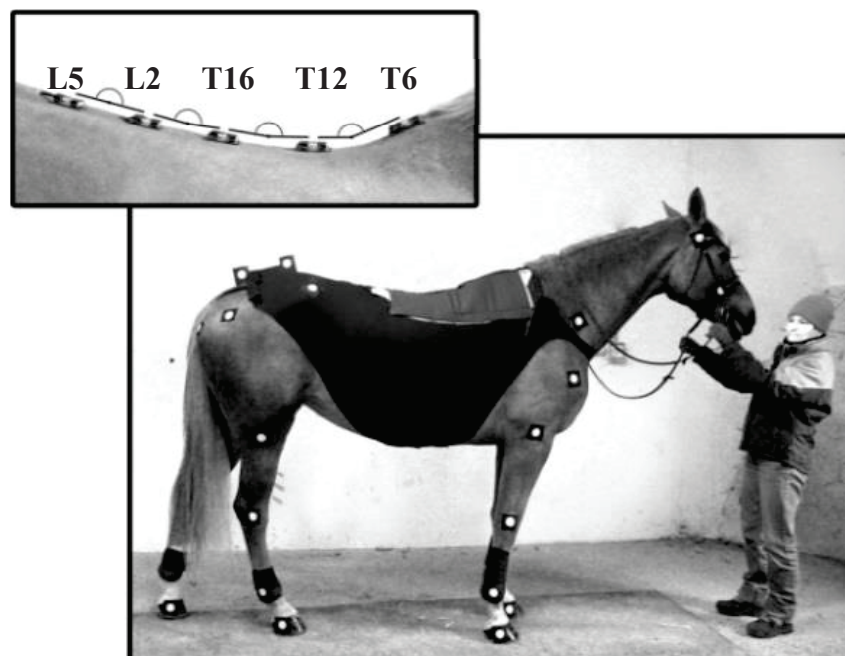


Fig. 6.1 Picture of horse number 3 showing the position of IMUs, pressure mat partition and 2D reflective markers. IMUs were positioned at the levels of thoracic vertebrae T6, T12 and T16, and lumbar vertebrae L2 and L5. Zoom box shows detail of IMUs' and calculated spine angles.

The force exerted on stirrups was measured using two LCM 200 2224 N (500lb) tension/compression sensors (Futek) placed between the stirrup leather and the stirrup. Sensors were connected to a wireless sensor node (128Hz-analog digital converter and data

logger: V-Link® - LXRS®, Lord MicroStrain®). Minima and maxima were extracted for each stride.

Two IDS cameras (UI-324 OCP-M-GL) with a resolution of 1280\* 550 filmed a kinematic field of 15m length (7.5m for each camera) at 75Hz. A LED remotely controlled was connected to the node and used to synchronize the 2D motion capture with other materials. Conversion from pixels to centimeters was performed using a rigid plate fixed on the croup and equipped with two markers spaced of known length.

Eighty 2D reflective markers (Fig. 6.1) were positioned on the horse and rider at anatomical landmarks (Sprigings & Leach, 1986; De Leva, 1996). Maximal limb protraction and retraction were defined respectively as the angle between limb and the vertical line at the beginning and the end of the stance phase. The angle between the vertical line and the rider chest was calculated. A positive value is associated with a rider leaning forward of the vertical, a negative value with a rider leaning back of the vertical. Vertical range of motion of the center of mass (COM) of the horse, rider and the difference between both were extracted from the trajectories of 2D reflective markers (Sprigings & Leach, 1986).

One experimented rider (Body mass: 72.1Kg) of the Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) rode horses with a 2Gs saddle (CWD®, France). The standard saddle (STD) had normal panels; the short panels saddle (SP) had panels 10cm shorter than the STD (Fig.6.2). Each horse was ridden at rising trot at the right hand on a straight line, at approximately 3.8m/s. Rider trotted on the right diagonal: seated during left diagonal stance (LD: left forelimb, right hindlimb), standing on the stirrups during right diagonal stance (RD: right forelimb, left hindlimb). To compare conditions (saddle) and to account for correlated repeated measurements within each horse and within each trial (STD: 53 strides, SP: 50

strides), linear mixed-effects regression models were used (SAS version 9.3). These models included speed as a potential confounding factor. Significance was set at  $P < 0.05$ .

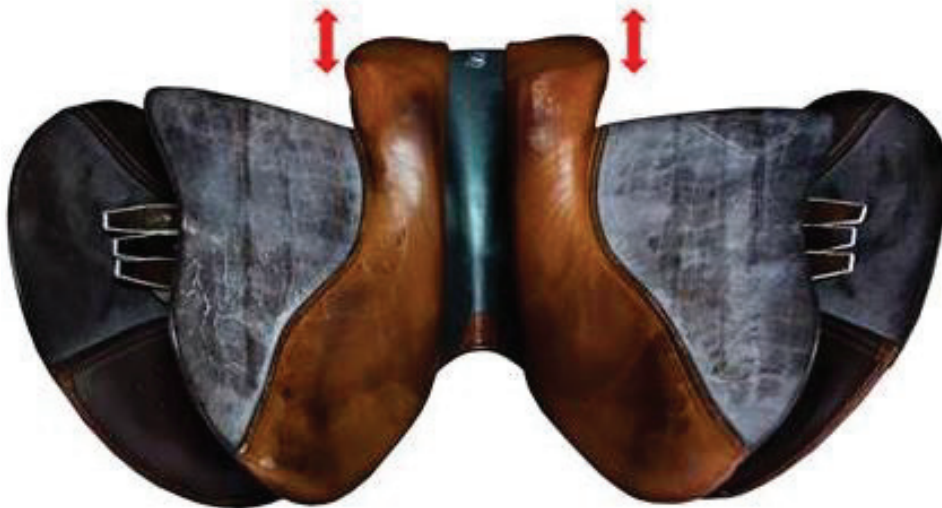


Fig. 6.2 Picture of short panels. Red arrows represent the region of the panels without contact with the horse's back.

### 6.3 Results and discussion

The mean contact area was reduced with SP for both trot phases in the cranial part (standing phase -19.0%; sitting phase -24.1%) and caudal part (standing phase -34.6%; sitting phase -44.9% and only for the sitting phase in the middle part (sitting phase -10.9%).

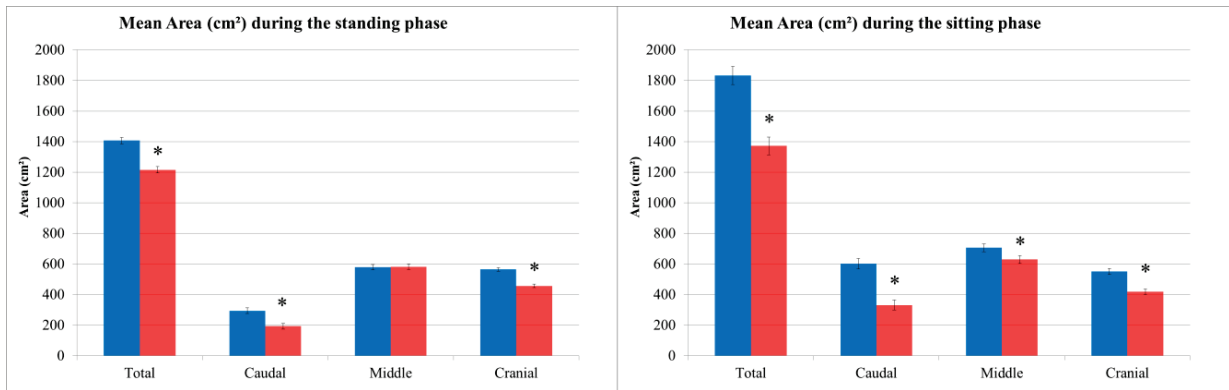


Fig. 6.3 Bar charts showing the mean area of contact between the saddle and the horse's back for standard (blue bars) and short panels (red bars) saddle during the standing phase (corresponding to the standing position of the rider) and during the sitting phase (corresponding to the seated position of the rider) at trot (3.8m/s).

The mean pressure was reduced with SP for both trot phases in the cranial part (standing phase -3.9%; sitting phase -7.3%) but increased in the middle (standing phase +12.0%; sitting phase +26.1%) and caudal part (standing phase +77.6%; sitting phase +83.5%).

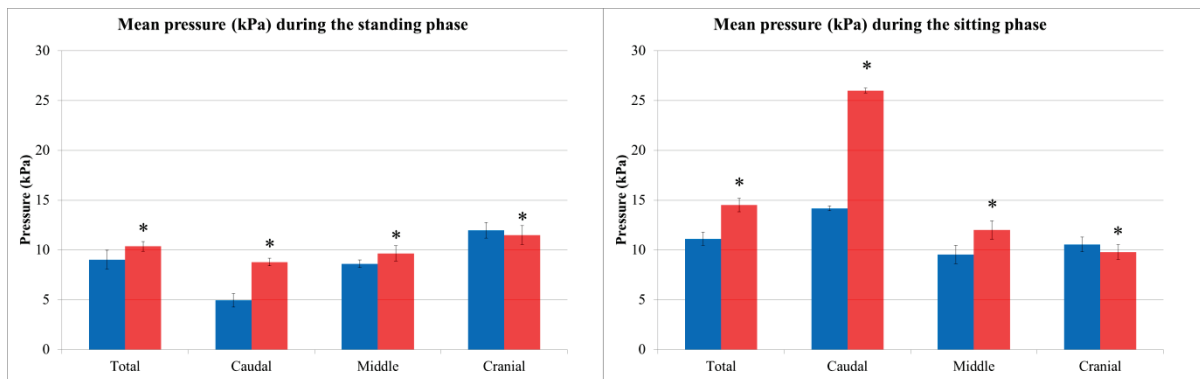


Fig. 6.4 Bar charts showing the mean pressure between the saddle and the horse's back for standard (blue bars) and short panels (red bars) saddle during the standing phase (corresponding to the standing position of the rider) and during the sitting phase (corresponding to the seated position of the rider) at trot (3.8m/s).

SP increased significantly the ROM of angle T6-T12 (standing phase +267.5%; sitting phase +58.9%), angle T12-T16 (sitting phase +59.3%) and angle T16-L2 (standing

phase +68.3%) and reduced significantly the ROM of angle T16-L2 during the sitting phase (-26.2%) and angle L2-L5 (standing phase -25.4%; sitting phase -40.6%).

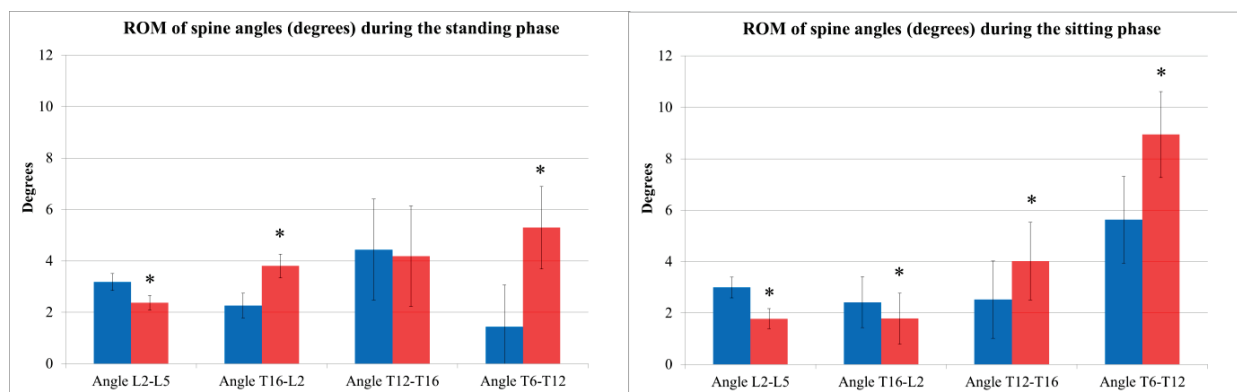


Fig. 6.5 Bar charts showing the range of motion (ROM) of spine angles for standard (blue bars) and short panels (red bars) saddle during the standing phase (corresponding to the standing position of the rider) and during the sitting phase (corresponding to the seated position of the rider) at trot (3.8m/s).

Protraction and ROM of the hind limbs were reduced during the trot with SP condition (respectively -6.9% and -4.9%). Protraction of the forelimbs increased (+11.3%). Load on the stirrups was higher with SP in the left stirrup during standing phase (+4.6%) and lower during sitting phase (-6.5%) (Fig.6.6.a). No difference was found for the right stirrup. With SP, the angle between the rider chest and the vertical was reduced (minimal (standing phase -49.9%; sitting phase -39.2%); maximal (standing phase -36.3%; -26.7%)) for both trot phases without change on the ROM. (Fig.6.6.b). Rider stood straighter and transferred his weight more caudally, which was confirmed by the backward displacement of the COP along the longitudinal axis. (Respectively -10.9%; -12.0% for minimal and maximal values). (Fig.6.7). No significant differences were found for the minimal, maximal values and the ROM of the displacement of the COP along the transverse axis, despite the increase of forces on the left stirrup during the standing phase. No significant differences between STD and SP were shown for the vertical ROM of the COM of horse, rider and difference between horse and



rider. These preliminary results need to be confirmed with further horses. However, they already demonstrated that small changes on the equine saddle have significant effects on the flexion-extension ROM of the spine, pressure distribution and limb action. As expected, the use of SP reduced the contact area and increased the pressure principally on the caudal part of the saddle.

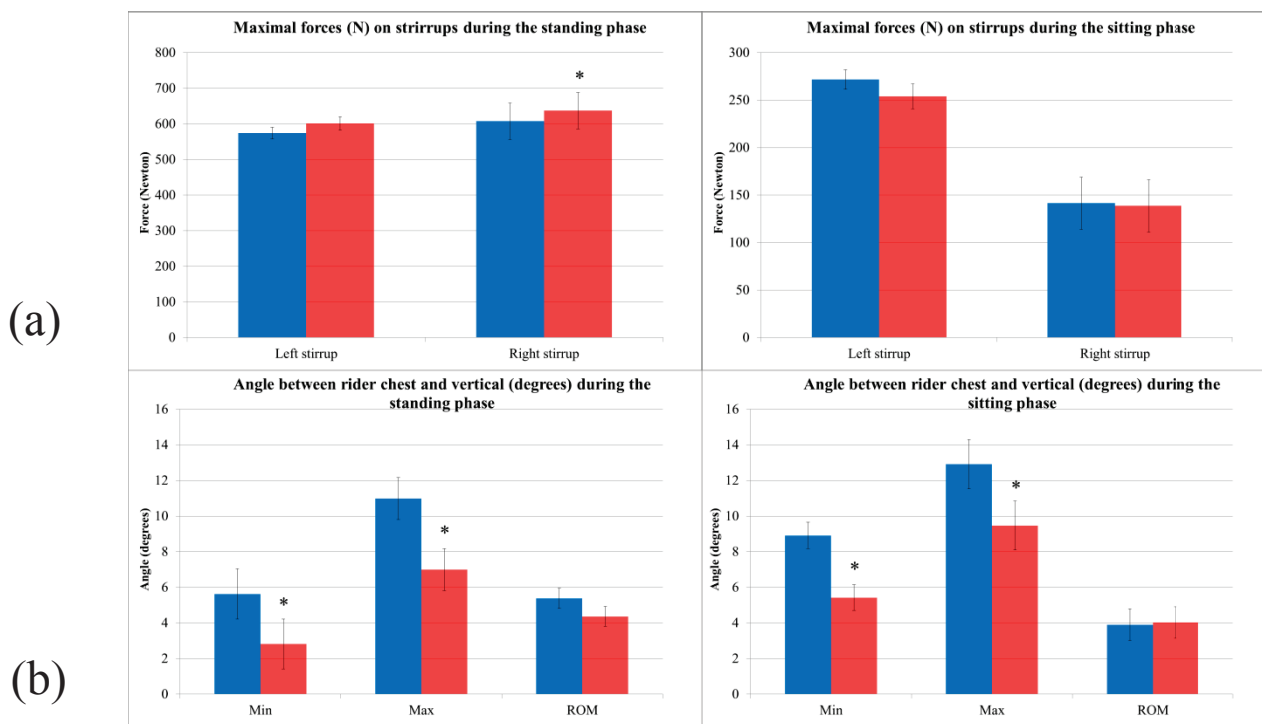


Fig. 6.6 Bar charts showing (a) the maximal force exerted on the stirrups for standard (blue bars) and short panels saddle (red bars) (b) the angle between rider chest and the vertical for standard (blue bars) and short panels (red bars) saddle during the standing phase (corresponding to the standing position of the rider) and during the sitting phase (corresponding to the seated position of the rider) at trot (3.8m/s).

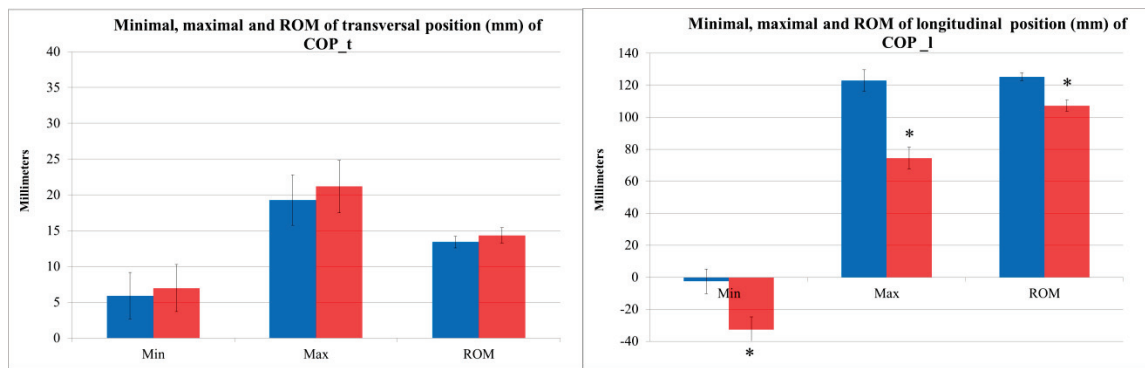


Fig. 6.7 Bart charts showing the position (min, max) and range of motion (ROM) of the centre of pressure in the transversal (COP\_t) and longitudinal (COP\_l) direction for standard (blue) and short panels (red) saddle.

Contrary to our hypothesis, the increase of pressure on the caudal part of the saddle seems to reduce the mobility of the caudal thoracic spine and the thoracolumbar junction. Conversely, the ROM of the cranial thoracic region was increased with SP. This modification of pressure distribution and spine angles was associated with a decrease of the hind limbs protraction and an increase of forelimbs protraction. The reduction of pressure on the cranial part of the saddle can be explained by the modification of the rider position. With SP, the chest of the rider was indeed straighter and the rider distributed his weight more caudally, which was confirmed by a backward displacement of the COP.

## Conclusions

The preliminary results of this study show that shorter panels induce higher pressure on the caudal part of the saddle, which seems to reduce the back movement in this region, with compensation (increased movement) more cranially. The modification of saddle panels has also a global effect on the horse locomotion, limiting hind limbs protraction but increasing forelimbs protraction. These first results should be confirmed on more horses and extended to more demanding conditions such as jumping.





*Chapitre 7.*

***EFFECT OF A PROTOTYPE SADDLE (COMFORT PANELS)  
ON THE BIOMECHANICS OF THE EQUINE BACK DURING  
RISING TROT***



## Chapitre 7.

# **EFFECT OF A PROTOTYPE SADDLE (COMFORT PANELS) ON THE BIOMECHANICS OF THE EQUINE BACK DURING RISING TROT**

*(Martin et al., Submitted)*

Soumis le 05 Octobre 2015 à l'*Equine Veterinary Journal*

Plusieurs études définissent une selle adaptée comme une selle répartissant les pressions et évitant les points de compression sur le dos du cheval lors du mouvement. Le prototype de selle confort faisant l'objet de l'étude suivante a ainsi été développé pour répondre à cette problématique. Elle présente des panneaux élargis de 5 cm dans la zone caudale de la selle avec l'hypothèse qu'une augmentation de l'aire de contact diminuerait significativement les pressions sur le dos du cheval mais limiterait les mouvements du rachis. Comme pour la selle à panneaux courts (*Chapitre 7*), la selle confort a été confrontée à la selle standard au trot enlevé sur les différents paramètres biomécaniques mesurés. L'objectif était de mettre en évidence la relation et l'effet d'une modification de distribution de pression sur la mobilité rachidienne et la locomotion globale du cheval.

## 7.1 Introduction

The saddle must fit the rider, but above all the horse, because poor saddle fit is recognised to be associated with back pain in horses (Harman, 1999; Jeffcott et al., 1999). The aim of the saddle tree is to distribute the weight and inertial forces of the rider on the horse's back. Pressure mats record reliably this pressure distribution under the saddle during locomotion at different gaits when the shape of the horse's back and the force exerted by the rider are continually changing (De Cocq et al., 2006; Van Beek et al., 2012; De Cocq et al., 2010; Byström et al., 2010). Moreover an unfitted saddle's tree creates high focal pressure or a bridging pressure distribution (Meschan et al., 2007). Attempts have therefore been made to develop treeless saddles supposed to be more flexible and to provide an adaptable interface between the horse and the rider. However, they were more likely to concentrate the force on localized area of the horse's back, underneath the rider's seat bones (Latif et al., 2010; Belock et al., 2012).

Like saddle tree, panels, by their shape and materials, are likely to have an important effect in term of pressure. For example, wool panels present a better pressure distribution with smaller pressure values than foam panels although a generalisation of the result is difficult (Byström et al., 2010). Moreover, the evaluation of different types of saddle pads showed that the materials choice is preponderant to get the best pressure distribution (Kotschwar et al., 2010 a; Kotschwar et al., 2010 b). Empirically, it is quite unanimously recognised that a well-fitted saddle should distribute pressure, avoid any point of pressure on the horses' back and do not restrict the movement of the horse.

Some studies also focused on the effects of a fitted saddle on the kinematics of the horse's back, trunk and limbs by the use of motion capture system (mocap) (De Cocq et al., 2004; Peham et al., 2004). However, no study has focused on the movement of the ridden

horse's spine under the saddle, because this region is hidden from the mocap system by the saddle. The present study uses an alternative technique including wireless inertial measurement units (IMU) placed under the saddle in order to extend the measurement to this region of interest. IMUs have been already used to measure the dorsoventral ROM during different exercise conditions demonstrating that trotting with a rider significantly reduced the amplitude of the mean ROM of vertical displacements (Heim et al., 2015). However, for riding condition, IMUs were positioned behind the saddle. Moreover, no study used IMUs to quantify angular ROM on different areas of the horse's back.

The aim of the present study was to better understand the effect the saddle panels on the biomechanics of the horse's back, by evaluating the effect of a prototype saddle (comfort panels) compared to a standard saddle. For this purpose, a biomechanical protocol was set out to analyse: pressure distribution under the saddle, spine movements (assessed with IMUs), 2D kinematics and stirrup forces. We hypothesized that a saddle with larger panels may decrease load pressure by increasing the contact area but, because of this increased contact with the horse's back, may induce smaller movements of the spine.

## **7.2 Materials and methods**

### *Horses and rider*

Three horses with no clinical signs of back pain or lameness (age 7-12 years, height range: 1.68-1.75 m) of the Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) were used. One expert rider (body mass: 72.1 kg) of the Ecole Nationale d'Equitation (IFCE Saumur) rode all horses with a 2Gs<sup>a</sup> saddle. The standard saddle (STD) had normal panels; the comfort panels saddle (CP) had panels 5 cm larger on each side than the STD on the middle and caudal part. Both panels were constructed with the same foam. The same saddle was used, only the panels



were changed during the experiments, using a custom made exchangeable prototype. The fitting of the saddle was assessed by a professional saddler of CWD.

### *Material*

IMU - Five inertial sensors (HIKOB Fox<sup>b</sup>) were synchronised using a wireless transmitter (HIKOB Gateway<sup>b</sup>). Inertial sensors were directly glued on the horses' back with custom made foam pads at the levels of thoracic vertebrae T6, T12, T16 and lumbar vertebrae L2, L5 (identified by palpation of the respective dorsal spinous processes). The longitudinal (X-axis) of the IMU was aligned with the sagittal plane of the horse by an experienced operator placed behind and above the horse. The Y-axis was transversal and the Z-axis perpendicular to the two other axes. The position of the five IMUs allowed the calculation of four angles: angle T6-T12, angle T12-T16, angle T16-L2 and angle L2-L5 (Fig. 7.1). Sample rate was set to 100 Hz.

Pressure Mat – Pressure distribution between the saddle and the horse's back was measured using an electronic pressure mat (Novel<sup>c</sup>) consisting of two rectangular arrays of 128 sensors (area: 9.375 cm<sup>2</sup>) on both right and left side of the horse's back. Sampling rate was 75 Hz. The mat was calibrated in a pneumatic frame before starting data collection with each sensor calibrated individually in the range of 2-200 kPa. The over-day sensor variation between before and after the measurement session was tested and was not significant (De Cocq et al., 2006). The mat was zeroed before putting the first saddle.

Stirrups force sensor - The force exerted on each stirrup was measured using a strain gauge force sensor. Two tension/compression sensors (LCM 200<sup>d</sup> 2224 N) were placed between the stirrup leather and the stirrup. The sensors were connected with two ball joints to report all forces in the direction of the stirrup. The sensors were connected to a wireless

sensor node (analog digital converter and data logger: V-Link - LXRS<sup>e</sup>). The sampling rate was 128 Hz.

2D motion capture - Two cameras (UI-324 OCP-M-GL<sup>f</sup>) with a resolution of 1280×550 pixels were connected on the Ethernet port of a computer. The cameras were positioned with levels and placed 7 meters apart and 10 meters from the pathway of the horse. The kinematic field of study measured 15 meters long (i.e. 7.5 meters for each camera) and 5 meters high allowing the recording of five or six successive strides of trot. Custom software recorded synchronously the two video films at a sampling rate of 75 frames per second. Conversion from pixels to centimetres was performed using a rigid plate with two markers placed on the croup. Distance between these markers was known by construction. Twenty five 2D reflective markers were positioned on the horse and the rider at anatomical landmarks (Sprigings et al., 1986; De Leva, 1996).

### *Synchronisation*

The start of the measurements was given by the Novel Pliance software<sup>c</sup> thanks to a Bluetooth communication between the computer and the Pliance<sup>c</sup> recording box placed on the horse. A Pliance<sup>c</sup> sync box was added to the system to send a trigger to the IMUs and the V-Link-LXRS<sup>e</sup>. A LED remotely controlled was connected to an electronic relay and plugged to a channel of the V-Link-LXRS<sup>e</sup> node to synchronise the 2D video cameras with other materials.

### *Data Collection*

All measurements were realized in an indoor arena and began with a static measurement of 45 seconds. Each horse was ridden at rising trot on a straight line, at

approximately the same speed (3.8 m/s). The same number of trials (six per horse and per saddle) was recorded. The rider trotted on the right diagonal, i.e.: seated during left diagonal stance (sitting), standing on the stirrups during right diagonal stance (standing).

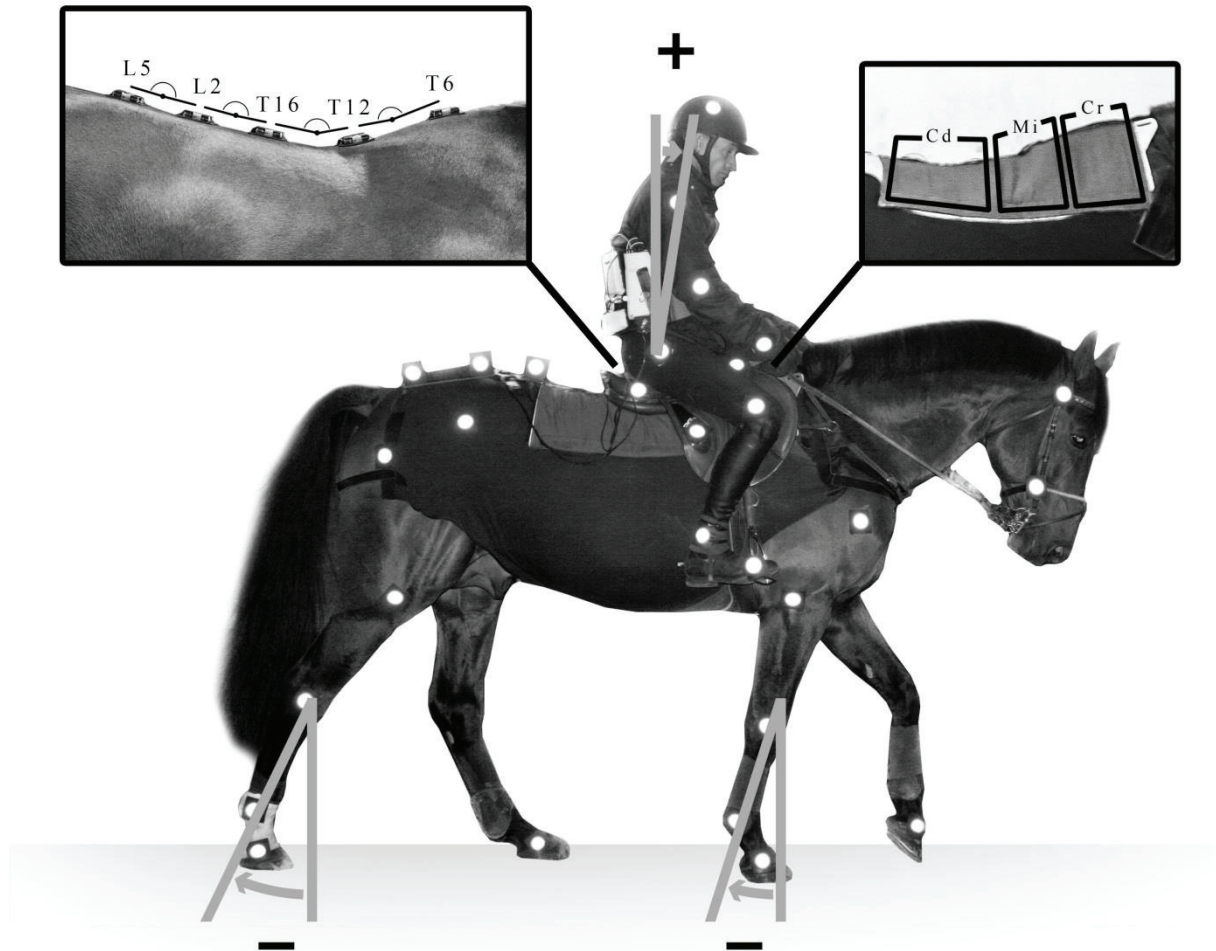


Fig. 7.1 Picture of horse number 1 showing the position of inertial measurement units (IMU), pressure mat partition (Cr: cranial, Mi: middle, Cd: caudal) and 2D reflective markers. The angles between the rider's chest and the vertical line and the angle between the metacarpus/tarsus and the vertical line are presented. IMUs were positioned at the levels of thoracic vertebrae T6, T12 and T16, and lumbar vertebrae L2 and L5. Zoom boxes show detail of IMUs, calculated spine angles and pressure mat partition.

### *Data Analysis*

Stride detection - All data were exported to Matlab<sup>®</sup> for further processing. Individual strides were determined, with the beginning of each stride defined as the moment of hoof

contact of the right forelimb. Detection of foot contact times and stance phases were based on the horizontal velocity of the marker on the hoof (Peham et al., 1999). Data were extracted for each stride and normalized in percentage of stride. The speed of the horse was measured using the horse's COM trajectory assessed as follows.

Centre of mass (COM) - The trajectories of the COM for the horse and the rider were extracted from the trajectories of 2D reflective markers by calculating the barycentre of the COM of each anatomical segment determined using a segmental regression method. The anatomical segments and weight coefficients used for the horse were derived from the study of Sprigings (Sprigings et al., 1986) and from the study of de Leva (De Leva, 1996) for the rider. Vertical ROM of the COM of the horse, the rider and the difference between both were computed.

Metacarpus/tarsus angles - The angle between the metacarpus (respectively tarsus) and the vertical line was calculated. The maximal limb protraction and retraction were defined respectively as the angle between metacarpus/tarsus and the vertical at the beginning and the end of the stance phase. The minimum, maximum and ROM of each angle were analysed.

Rider chest angle - The angle between the rider chest and the vertical was calculated. A positive value was associated with the rider leaning forward the vertical and a negative value with the rider leaning backward the vertical. The minimum, maximum and ROM of the angle were analysed.

Kinematics of the vertebral column - The flexion-extension angle between two successive IMUs was assessed by the integration of angular velocity from the gyroscope sensor. With this method, we hypothesised that the Y (transversal) axes of the IMUs were parallel during the movement and that the horse trotted on a straight line. Before any

calculation, the initial bias of the gyroscope of each IMU was removed. The gyroscope expressed the angular velocity of each IMU in relation to the global reference frame (Rg) in the reference frame of the respective IMU. To express this angular velocity in the global reference frame, the accelerometer data, sensing the gravity at rest (giving the vertical), were used to calculate the initial orientation of each sensor in relation to the global reference frame. To assess the relative velocity between two successive IMUs, the angular velocity of the cranial IMU was subtracted from the angular velocity of the caudal IMU. The integration during time of this relative angular velocity gave the flexion-extension angle around the transversal (Y) axis of Rg. For each angle and each stride of trot, two minima, two maxima and two ROM corresponding to the two phases of trot were computed. This method has been validated using a protocol comparing the results obtained with the IMUs in relation to a gold standard 3-D mocap (with the gyroscope integration method, the difference (mean  $\pm$  SD) between IMU and mocap were, respectively for the thoracic and thoracolumbar angles,  $0.002 \pm 0.25^\circ$  and  $0.08 \pm 0.35^\circ$ ) (Martin et al., 2014).

Pressure data - The pressure distribution was analysed for the whole mat and was subdivided transversely into thirds (Cranial, Middle, and Caudal). The cranial part was comprised between approximately T6-T12 (0-19cm of the mat), the middle part between T12-T16 (19-37.5cm) and the caudal part between T16-L3 (37.5-60cm) (Fig.7.1). For each part and for the whole mat, the loaded area and the average pressure were calculated at each time of the normalized stride. The loaded area was defined as the area of sensors with pressure higher than 2kPa, corresponding to the Pliance mat measuring threshold. The Centre Of Pressure (COP) location was analysed for the whole mat. The COP<sub>t</sub> and COP<sub>l</sub> were defined as the position of the COP along the transversal axis and the longitudinal axis of the mat, respectively. The origin of these axes for the whole mat was positioned on the left side of the

mat in the bottom right of the caudal region. Minima and maxima of each variable were extracted for each stride.

Stirrups force sensors –Minima and maxima of the force (N) exerted on the left and right stirrups were extracted for each normalized stride.

### *Statistical analysis*

The total number of strides for the STD and CP saddles was 80 (Horse 1: 25; Horse 2: 28; Horse 3: 27) and 60 (Horse 1: 7; Horse 2: 30; Horse 3: 27), respectively. To compare conditions (saddle) and to account for correlated repeated measurements within each horse and within each trial, linear mixed-effects regression models were used (SAS<sup>h</sup> version 9.3), where the dependent variables were the biomechanical variables. In addition to conditions, these models included speed as a potential confounding factor. The estimated means (standard error [SE]) are presented. Significance was set at  $P < 0.05$ .

## **7.3 Results**

The mean speed was  $3.8 \pm 0.4$  m/s and  $4.1 \pm 0.3$  m/s for the STD and CP saddle respectively. During the standing phase, cranial pressure was increased (+0.3 (0.1) kPa) and caudal pressure decreased (-0.7 (0.09) kPa) for the CP saddle compared to STD. At the same time, the cranial area of contact decreased (-39 (6) cm<sup>2</sup>) (Fig 7.3) while total pressure remained unchanged (Fig 7.2). Concurrently, the ROM of angles T12-T16 and T16-L2 decreased (-1.3 (0.3) ° and -0.8 (0.3) ° respectively) and the ROM of angle L2-L5 increased (+ 0.8 (0.3) °) for the CP compared to the STD (Fig 7.4).

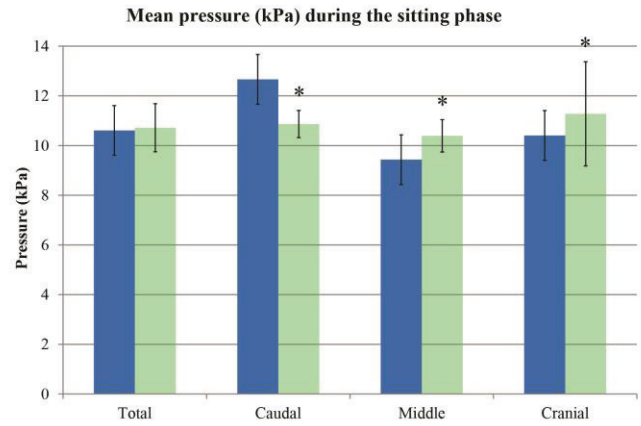
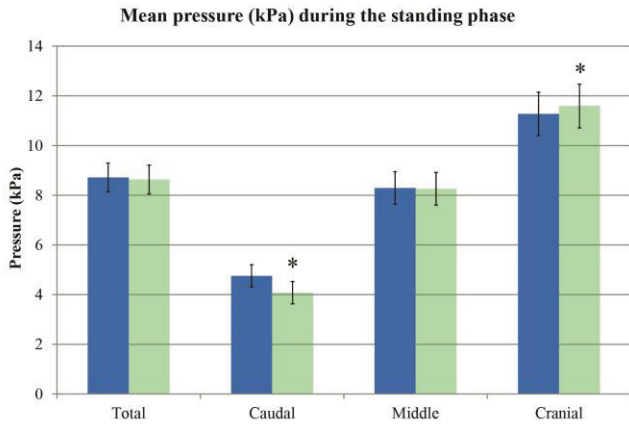


Fig. 7.2 Mean pressure between the saddle and the horse's back for standard (dark bars) and comfort (light bars) saddle during the right diagonal stance (corresponding to the standing position of the rider) and during the left diagonal stance (corresponding to the seated position of the rider) at rising trot.

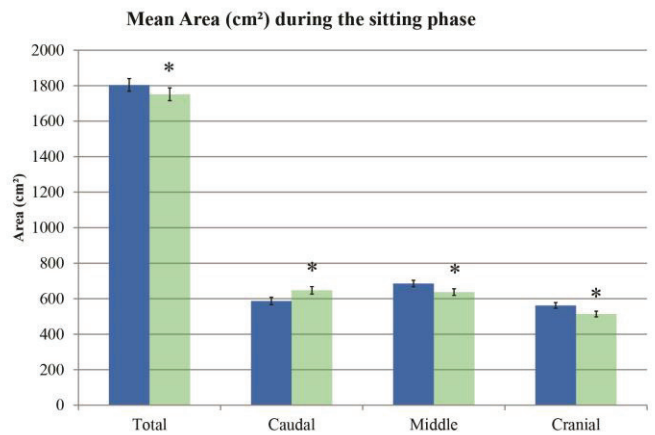
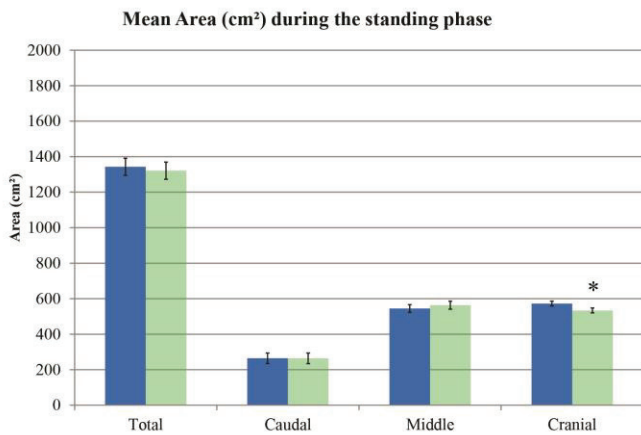


Fig. 7.3 Mean area of contact between the saddle and the horse's back for standard (dark bars) and comfort (light bars) saddle during the right diagonal stance (corresponding to the standing position of the rider) and during the left diagonal stance (corresponding to the seated position of the rider) at rising trot.

During the sitting phase, cranial and middle pressure increased (+0.9 (0.2) kPa and +1.0 (0.1) kPa respectively) for the CP compared to STD while caudal pressure decreased (-1.8 (0.4) kPa). As shown in Fig 7.2, pressure with CP was more regularly distributed on each third of the mat without change of total pressure value. During the sitting phase, the total, cranial and middle contact area decreased (-52 (9) cm<sup>2</sup>, -48 (5) cm<sup>2</sup> and -48 (7) cm<sup>2</sup> respectively) for CP compared to STD. Inversely, the caudal contact area increased (+60 (7) cm<sup>2</sup>) (Fig 7.3). When the rider was seated, the ROM of angles T12-T16 and T16-L2 increased (+1.8 (0.2) ° and +2.3 (0.3) °) with CP compared to STD (Fig 7.4). Force on the left stirrup was higher (+20 (7) N) with CP compared to the STD (Fig 7.5).

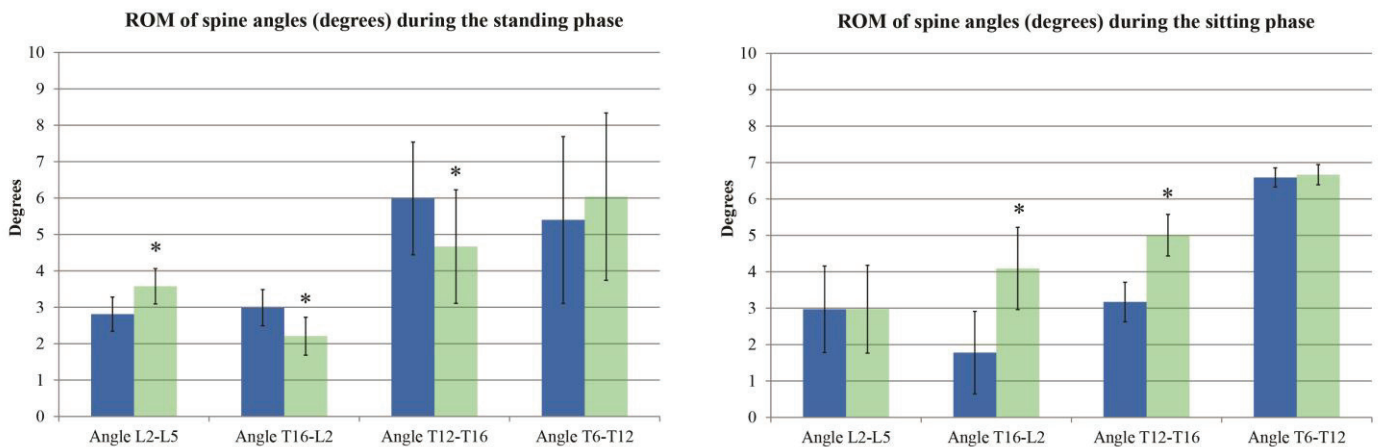


Fig. 7.4 Range of motion (ROM) of spine angles for standard (dark bars) and comfort (light bars) saddle during the right diagonal stance (corresponding to the standing position of the rider) and during the left diagonal stance (corresponding to the seated position of the rider) at rising trot.



With CP, the angle between the rider chest and the vertical was reduced both for maximal and minimal values and for both phases of the trot (Fig 7.5).

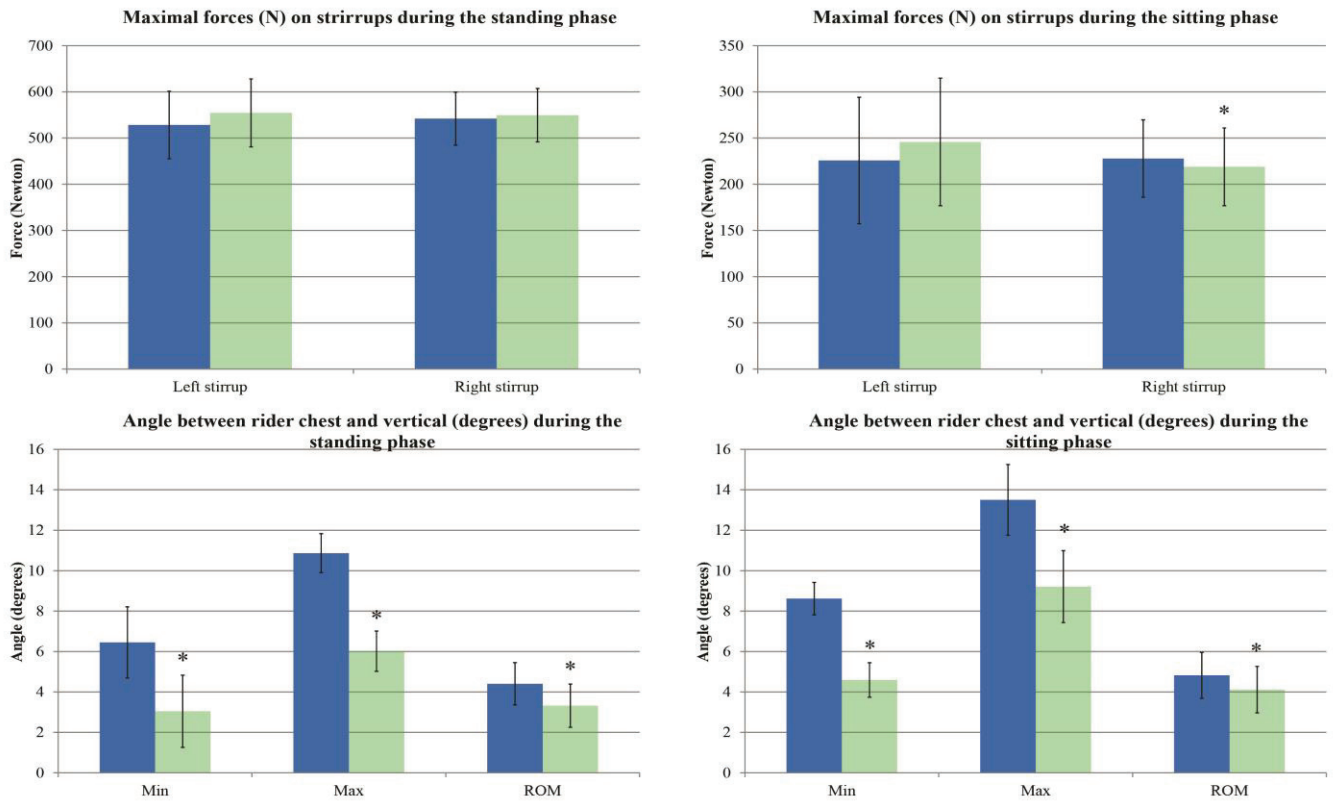


Fig. 7.5 Maximal force exerted on the stirrups and the angle between the rider chest and the vertical for standard (dark bars) and comfort saddle (light bars) during the right diagonal stance (left column - corresponding to the standing position of the rider) and during the left diagonal stance (right column - corresponding to the seated position of the rider) at rising trot.

ROM of this angle was also smaller. The rider stood straighter and transferred his weight more caudally, which was confirmed by the backward displacement of the COP along the longitudinal axis (Fig 7.6). With CP, the minimal, maximal and ROM of COP along the transversal axis increased by 2 (0.5) mm, 5 (1) mm and 3 (1) mm respectively. These data indicated a displacement of the COP to the left and the back. No differences were found for the protraction and retraction angles of the metatarsus and the metacarpus, and for the ROM of the vertical displacement of the horse's COM, rider's COM and difference between both.

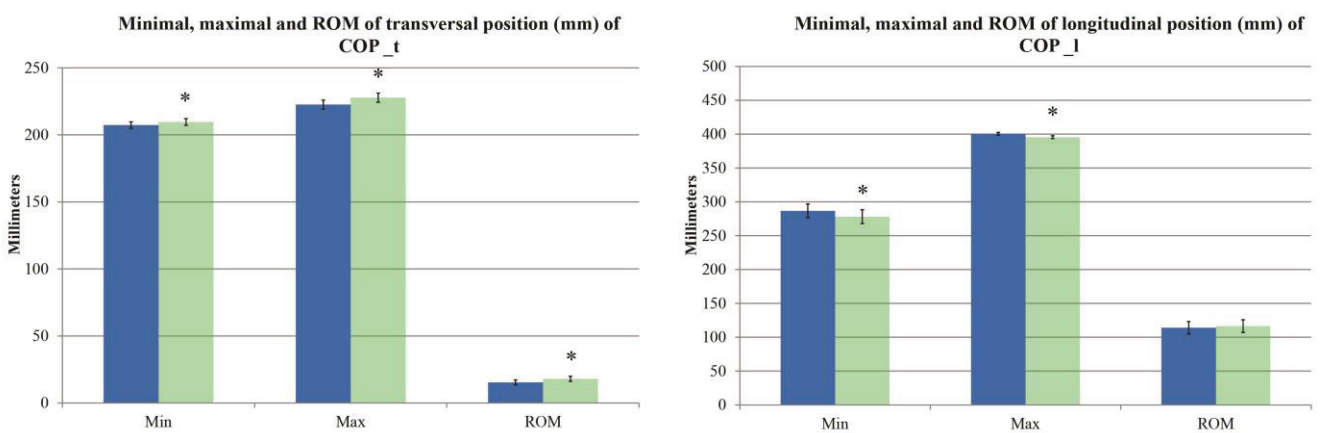


Fig. 7.6 Position (min, max) and range of motion (ROM) of the centre of pressure in the transversal (COP\_t) and longitudinal (COP\_l) direction at rising trot.

## 7.4 Discussion

This work focuses, for the first time, on the modification of the shape of the panels of the saddle to better understand their effects on the biomechanics of the horse's back and more particularly on the movement of the back under the saddle.

Some limitations must be underlined. First, the number of horses was small. Some precaution must therefore be taken before generalisation of the results which need to be considered as preliminary results. Secondly, with the IMUs, the calculation of an absolute value of angle is difficult because of the integration of the signal. The analysis must therefore

be limited to range of motion for which the method was proved to be robust (Martin et al., 2014). Moreover, the pressure measured by the mat was only the force-component applied perpendicularly to the sensor's surface. This is a well-known limitation of the pressure mat and should always be kept in mind when an estimation of the real vertical force exerted on the horse's back is expected. Moreover, we chose to limit the variability of the results by restricting the analysis to horses ridden by only one expert rider. This choice was deliberate in order to focus on the analysis of the horse-saddle interactions. However, it is acknowledged that different results could have been observed with another rider, especially with a beginner. Actually, some studies showed that the rider level has an effect on his position and stability which could affect the pressure distribution and the horse-rider synchronisation (Lagarde et al., 2005).

Several studies have shown that saddle has a large effect on the biomechanics of the horse, such as limbs protraction-retraction (De Cocq et al., 2004), spine movements (De Cocq et al., 2009) or pressure exerted on the back (Belock et al., 2012; Clayton et al., 2014). The present protocol makes possible to follow synchronously these different parameters and shows that a small modification on the panels' width induced many changes on the biomechanics of the horse.

When the rider is seated, larger panels induced, as expected, an increase in the caudal contact area but a decrease in the cranial and middle contact areas. Pressures were inversely correlated with the changes in contact area (increase of pressure in the cranial and the middle part and decrease in the caudal part). Compared to STD, pressure distribution with CP became more homogenous between the three parts of the mat under the saddle. This more homogeneous pressure distribution was associated with an increased ROM of flexion-extension of the equine back under the seat of the rider (i.e.: T12-T16-L2). It can be assumed

that this more homogeneous pressure distribution may increase “comfort” and subsequently back motion. It is interesting to notice that angular ROM of the horse’s back became closer to the values observed in unridden horses with the CP saddle compared to the STD (Martin et al., 2015 a).

When the rider is standing, pressure on the horse’s back was translated to the front of the saddle as already shown (Byström et al., 2010). This was true for both saddles, but slightly exacerbated with CP. Interestingly, once again, areas submitted to increased pressure were those with lower flexion/extension ROM, whereas areas submitted to reduced pressure were those with higher flexion/extension ROM.

Pressure mat and 2D motion capture also allowed the analysis of the effect of CP on the rider. Some cautions must however obviously be taken, considering that we chose to resort to a unique rider. For this particular experienced rider, with CP, the angle between the rider chest and the vertical was reduced, showing that the rider stood straighter thus transferring his weight more caudally, which was confirmed by the backward displacement of the COP along the longitudinal axis. This may explain the reduction of the contact area on the cranial part of the saddle with CP. The chest of the rider was not only more caudally oriented but also steadier (decreased ROM) with CP. This study clearly shows that a different panels’ shape can induce changes in the rider balance and modifications of pressure distribution and horse spine movements, demonstrating the complexity of the horse-saddle-rider interaction.

## **Conclusion**

The results of this study showed that increasing the homogeneity of pressure distribution under the saddle seems to improve the back movement (flexion/extension) under the seat of the rider during the seated phase of the trot. Additionally, this study shows that an

increase of pressure on one part of the equine back reduces the mobility of this region and translates the movements to a less constrained region. The use of a combination of synchronised measurement devices is useful for the understanding of the interactions between the horse, the saddle and the rider. The results demonstrated that not only materials but also the shape of the saddle panels influence the pressure distribution under the saddle and the back's movement of the horse. These first data deserved to be extended to more demanding conditions and further saddle prototypes.



## *Chapitre 8. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES*





## Chapitre 8.

### CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

La mise en place, au cours de cette thèse, d'un système embarqué complet de suivi de la biomécanique du cheval a permis de fournir des éléments nouveaux sur la compréhension de l'effet de la selle et du cavalier sur la mobilité de l'axe vertébral, les pressions exercées et la locomotion du cheval. Les interactions fortes et l'interdépendance de chaque élément de ce système induisent un équilibre biomécanique qu'il était complexe d'analyser. Le travail de recherche présenté dans cette thèse a inclus différents domaines scientifiques. Les résultats principaux et les apports de ces travaux à la compréhension de la biomécanique du cheval sont résumés dans les parties suivantes. Ce chapitre précise aussi les limites majeures ainsi que les perspectives de ce travail en termes de recherche mais aussi de développement produit pour l'entreprise CWD.

#### *Effet de la selle et du cavalier*

L'utilisation des centrales inertielles et la synchronisation de différents matériels complémentaires (tapis capteurs de pression, capteurs de force dans les étriers, caméras 2D) ont permis d'analyser les relations étroites entre le dos du cheval, la selle et le cavalier. Le système embarqué développé est ainsi exploitable sur n'importe quel cheval et dans des conditions d'utilisation poussées telles que le jumping. En effet, des enregistrements lors de sauts d'obstacles verticaux d'1.20 m ont été réalisés lors des campagnes de mesure et sont en cours d'exploitation. La majorité des matériels avait déjà été utilisée, de façon isolée, pour



l'analyse de la biomécanique équine. Seules les centrales inertielles ont demandé une étape de confrontation avec un système de référence. Leur utilisation et la méthode de calcul pour déterminer l'amplitude angulaire entre deux régions dorsales sont une des originalités de ce travail. Surtout, la mise en œuvre simultanée et synchronisée de ces différentes techniques permet une analyse plus intégrée des interactions entre la selle et le dos du cheval.

### ***Limites***

Plusieurs limites de l'étude sont malgré tout importantes à souligner. Comme plusieurs fois évoquer dans les articles présentés, le faible nombre de chevaux - du fait de la complexité du protocole - est la première limite majeure de ces travaux. Cette complexité est liée à plusieurs facteurs dont entre autre le nombre conséquent de matériels nécessitant chacun des installations et calibrations particulières, l'analyse d'un animal vivant et le nombre d'allures et de prototypes de selles analysés. Ainsi, la mise en place du matériel au sein du manège, nécessairement privatisé, ainsi que la calibration nécessitait 4h et était débuté le soir avant les expérimentations. Equiper le cheval ainsi que le cavalier demandait environ 1h30. Dans le cadre du protocole complet, trois selles étaient étudiées au trot, galop et saut d'obstacles. Pour chaque condition et chaque selle, six passages étaient réalisées. Sans problèmes matériels, une selle était mesurée en 1h, avec 30min de changement de panneaux entre chaque selle. Au total, il faut donc 10h lors de conditions optimales pour mesurer trois selles sur un seul cheval. Le choix d'analyser un seul cavalier expert, motivé par la nécessité de standardiser au mieux l'effet cavalier, est également important à prendre en compte dans l'interprétation des résultats (Lagarde et al., 2005). En effet, le niveau d'expertise du cavalier mais aussi simplement sa façon de monter à cheval peuvent avoir influencé nos résultats. Plusieurs limites matérielles ou méthodologiques sont aussi importantes à noter. Le tapis capteur de

pression, dont la précision et la répétabilité pour la mesure de pression sous la selle avaient été validées dans la littérature, ne fournit que les forces normales à chaque capteur. Le risque d'une sous-estimation de la composante verticale ou de l'amplitude globale de la force appliquée sur le dos est réel, notamment dans la zone du garrot par exemple. Cette particularité empêche, de plus, la prise en compte des forces de cisaillement dans l'analyse. Enfin, la taille relativement importante des capteurs (9.37cm<sup>2</sup>) limite la précision des mesures.

Les centrales inertielles ont permis d'analyser une région du dos encore inaccessible dans la condition du cheval monté mais leur utilisation a impliqué plusieurs contraintes qu'il convient de rappeler ici. Tout d'abord seules les amplitudes angulaires sont présentées dans cette thèse car elles ont été validées de façon plus robuste. La solution d'exploiter l'algorithme de fusion fourni par le prestataire reste pertinente. Malgré tout, elle nécessite une standardisation de la phase d'immobilisation au départ de la prise de mesure, particulièrement compliquée à mettre en place chez des chevaux de sport assez vifs. Enfin, les axes de flexion-extension de chaque centrale sont considérés comme parallèles au cours du mouvement, d'où la restriction de l'étude à un déplacement du cheval en ligne droite. Les deux autres mouvements (latéro-flexion et rotation axiale) ne peuvent être totalement ignorés mais ont été considérés comme minimes par rapport au mouvement de flexion-extension, et leur mesure n'aurait pas été suffisamment fiable pour être à même d'interpréter ces paramètres.

Le choix de la technique vidéo 2D, pour son coût et sa facilité de mise en place, a restreint la précision des mesures associées. Ainsi la trajectoire du COM ou son évolution temporelle est à analyser avec prudence. En effet, les forces déduites de l'accélération du COM sont hautement dépendantes de la position du COM (Bobbert et al., 2007 ; Hobbs et al., 2014). De plus les données inertielles exploitées pour la régression sont issues de la mesure

d'un nombre restreint de chevaux de course. Malgré tout, ces données restent pertinentes pour analyser la synchronisation du couple cavalier-cheval.

## ***Bilan***

Malgré ces limites, ces travaux ont permis, pour la première fois, d'étudier l'effet de la selle et du cavalier ainsi que de modifications simples de portance de la selle sur de nombreux paramètres biomécaniques du cheval. Enfin, les premières données concernant les mobilités de la région thoracique du cheval monté ont été obtenues.

La première étude de cette thèse (présentée au chapitre 4) a permis de valider l'utilisation des centrales inertielles pour la quantification des amplitudes angulaires du rachis du cheval. Elle a, de plus, fait l'objet d'un travail de validation de méthodes de calcul.

Les études des chapitres 5 & 6 se sont intéressées à une selle standard. La première étude a analysé l'effet du cavalier sur la mobilité du dos du cheval et sa locomotion en comparant des essais de trot sellé non monté et de trot monté. Globalement, la présence du cavalier incite le cheval à tendre et moins mobiliser son dos pour contrer le poids du cavalier sur son rachis thoracique. Cette diminution de mouvement sous l'assise du cavalier entraîne une augmentation des mouvements du rachis dans la zone du garrot et la zone lombaire. Comme déjà montré par De Cocq et al. (2004), la présence du cavalier augmente la protraction et la rétraction des membres. Le cheval, contraint dans son rachis thoracique, augmente l'amplitude de mouvements de ses membres pour réaliser les mêmes foulées.

L'étude suivante (chapitre 6) a montré que la répartition des pressions sous la selle et les mouvements du dos du cheval sont dépendants de la position du cavalier au trot enlevé. Lors de la phase enlevée, les forces exercées sur le dos du cheval, localisées en zone crâniale, sont plus faibles que lorsque le cavalier est assis et sont issues principalement du poids de ce dernier sur ses étriers. Cette distribution incite le cheval à amplifier ses mouvements dorsaux en zone thoracique tout en mobilisant sa jonction thoracolombaire de façon similaire à une

condition non montée. Pendant la phase assise, les forces augmentent sous le siège du cavalier et sont majoritaires dans la zone caudale. Le cheval diminue alors ses mouvements sous l'assise du cavalier en se gainant pour supporter ces forces additionnelles. La mobilité rachidienne est reportée dans des zones moins contraintes en avant et en arrière de cette région de moindre mouvement.

Les deux études suivantes rapportent l'effet de deux selles dont la portance sur le dos du cheval est modifiée. La selle « panneaux courts » (Chapitre 7), dont l'analyse a été réalisée au trot, montre une augmentation importante des pressions en zone caudale due à la diminution de l'aire de contact. Cette augmentation de pression est là encore associée à une réduction des mouvements du rachis dans cette région. Il est intéressant de constater que ceci s'accompagne d'une diminution de la mobilité des postérieurs (restriction de la protraction) qui traduit un défaut d'engagement. Il est probable que ce défaut d'engagement puisse être lié à une moindre amplitude de flexion vertébrale. De façon concomitante, on observe dans la zone crâniale, par compensation, une augmentation des mouvements du dos associée à une augmentation de la mobilité des antérieurs. La modification des panneaux entraîne par ailleurs un changement dans l'équilibre du cavalier qui positionne, pour le cas particulier de notre cavalier expert, son buste plus en arrière en reculant ainsi son centre de pression.

La selle confort (pour laquelle la surface de contact est au contraire plus large) a été également étudiée au trot (chapitre 8). Comme pour la selle « panneaux courts », l'équilibre du cavalier est modifié, le cavalier recule son centre de pression dans le sens longitudinal. L'utilisation d'un seul cavalier dans cette étude empêche une généralisation de l'effet d'une telle modification de panneaux sur la position du cavalier. Malgré tout, cela met en évidence l'interconnexion étroite entre la selle, le cavalier et le dos du cheval. Ainsi une simple modification de la forme des panneaux se répercute autant sur le cavalier que sur la

distribution de pression, deux paramètres intimement liés. L'augmentation de l'aire de contact en zone caudale permet de diminuer les pressions. On constate, de plus, une homogénéisation des pressions entre les trois régions du tapis. Lors du trot, cette meilleure distribution le long de l'axe longitudinal optimise le mouvement du rachis par une augmentation de l'amplitude sous l'assise du cavalier T12-T16-L2. Les panneaux confort semblent donc permettre une libération du mouvement du rachis sous la selle. Il est intéressant de constater qu'avec cette selle les amplitudes angulaires du rachis se rapprochent d'avantage de celles mesurées au trot sans cavalier.

### *Perspectives*

Les résultats obtenus au cours de ce travail, résumés dans la partie précédente, ont permis de mieux comprendre la biomécanique du dos du cheval sellé mais aussi de mettre en évidence les relations ténues qui existent entre la selle, le cavalier et le cheval. Le protocole mis en place a aussi été exploité lors du galop et du saut d'obstacle (saut d'un vertical de 1m20). Pour le galop, les données ont à ce jour été analysées pour une seule main (galop à droite). Des expérimentations supplémentaires sont donc nécessaires pour compléter nos données à main gauche et valider nos premières observations. Cela nous permettra de plus d'augmenter le nombre de chevaux de l'étude. Pour le saut, le traitement de données s'avère plus fastidieux du fait de plusieurs phases très différentes (abond, planer, réception). Peu de références bibliographiques existent pour le saut. Seul le saut en liberté a auparavant été étudié (Cassiat et al., 2004), montrant que l'amplitude des mouvements dorsaux sont plus importants au saut qu'au galop. Il sera donc intéressant de voir l'effet d'une selle standard sur cette mobilité lors d'un saut. L'analyse des prototypes de selles viendra compléter ces informations.

L'étude de ces prototypes au trot a montré des résultats très différents. Cependant un point commun ressort dans tous les cas : toute modification de distribution de pressions sous la selle a entraîné dans nos différentes études un changement dans la mobilité dorsale. Ainsi, la selle confort présente une amélioration de la distribution de pressions et des amplitudes de mouvements dorsaux qui tendent à se rapprocher de la condition sans cavalier. Il reste à confirmer ces résultats durant le saut mais cette selle semble répondre à la demande des professionnels d'un cheval « plus en confort » avec « plus de mobilité ». A l'inverse, la selle « panneaux courts » ne semble pas présenter des résultats validant nos hypothèses d'amélioration du mouvement de la jonction thoracolombaire au trot. Cependant, lors du saut, la position du cavalier est modifiée et pourrait amener à des conclusions différentes qu'il conviendra de vérifier. Si cette hypothèse se confirme lors de l'étude du saut, il serait alors possible d'envisager une selle confort pour les entraînements et une selle « panneaux courts » pour les épreuves. Ce type de configuration existe pour les sols (plus ou moins « sautant ») et pour le matériel sportif humain (e.g., chaussures de running).

En complément de l'étude du saut, les données collectées nous permettent d'envisager l'analyse des deux autres mouvements du dos du cheval, la latéroflexion et la rotation axiale. Néanmoins la méthode d'intégration du gyroscope est dans ce cas moins pertinente. Il faudra donc travailler sur une méthode complémentaire et s'assurer avant tout que la précision de nos mesures est suffisante.

En complément, ces nouvelles données permettent de fournir des informations renseignant et objectivant les effets de la selle potentiellement utiles pour les vétérinaires soignant les dorsalgies chez les chevaux. Une ouverture de ce projet aux vétérinaires est prévue dans un second temps avec pour objectif de créer, si possible, un lien entre les modifications de la biomécanique du cheval monté et les dorsalgies équinés. Il faut, cependant

souligner que le rôle du cavalier n'est évidemment pas neutre. Les résultats présentés ici ont été obtenus avec un seul cavalier expert et il faudra reconduire ces études avec d'autres cavaliers avant de généraliser les applications pratiques de ces travaux en terme de développement « produit ».

Enfin, ces travaux ouvrent de nouvelles perspectives de réflexion et de développement au sein de l'entreprise CWD France – Sellerie de Nontron. En premier lieu, les prises de mesures réalisées ont permis de concevoir une base de données conséquente concernant les distributions de pressions, la mobilité dorsale au trot, galop et lors du saut. Ces informations ont permis de montrer dans un premier temps que des modifications, même mineures, apportées aux panneaux des selles engendraient des conséquences biomécaniques quantifiables. Les panneaux, autant dans leurs formes que dans leurs matériaux, sont dès à présent repensés pour optimiser la répartition des pressions, le confort et la mobilité du cheval. De plus, la mise en place d'un tel protocole opérationnel va permettre de réaliser des essais poussés des différents produits qui seront développés par la suite afin de comprendre leur effet sur la biomécanique globale du cheval.

Nos premiers résultats et certaines études bibliographiques (Meschan et al., 2007 ; Kotschwar et al., 2010a, 2010b ; Greve et al., 2014) montrent l'importance d'avoir une parfaite adaptation de la selle au cheval immobile et en mouvement ainsi qu'au cavalier. De nombreux équitants possèdent plusieurs chevaux mais n'ont pas les moyens de financer une selle parfaitement adaptée pour chaque équidé. Une perspective envisagée serait de développer un système simple et économique permettant d'adapter et d'équilibrer une même selle pour chaque cheval.

Le chapitre 6 montre des pressions localisées dans la zone crâniale lorsque le cavalier est dans la phase en suspension du trot. Cette observation pose la question du galop en



équilibre ou du saut où le cavalier est très régulièrement en suspension sur ses étriers à ces allures supérieures. Il semble donc pertinent, sur les selles d'obstacle, de réfléchir à un moyen de distribuer plus largement les efforts issus directement des étriers. Les réflexions nous conduisent à l'heure actuelle à développer des systèmes de réglage de la position longitudinale des étrivières (au niveau du couteau) afin d'optimiser ces dispositifs. De nouvelles études devraient être menées pour valider cette hypothèse.

### ***Conclusion***

Les résultats de cette thèse ont apporté de nouvelles données permettant de mieux appréhender l'effet de la selle et du cavalier sur le cheval en mouvement. Les relations entre le cavalier, la selle et le cheval sont étroites et ces travaux ont mis en évidence que la position du cavalier, la distribution des pressions sous la selle et les mouvements du rachis du cheval sont interdépendants. Ces informations permettront à terme une meilleure compréhension de l'occurrence des dorsalgies chez les chevaux de sport par les vétérinaires. Elles sont dès à présent utiles et exploitées pour la conception de produits toujours plus respectueux du confort et du bien-être des chevaux.



*Chapitre 9. REFERENCES*



## Chapitre 9.

### REFERENCES

- Audigié F., Pourcelot P., Degueurce C., Denoix J.M., Geiger D., 1999. Kinematics of the equine back: flexion-extension movements in sound trotting horses. *Equine Veterinary Journal, Suppl. 30*, 210-213.
- Barone, R., 1999, Anatomie comparée des mammifères domestiques. Tome 2, Arthrologie et myologie. Vigot. ISBN : 978-2711481866.
- Barrey, E., and Galloux, P., 1997. Analysis of the equine jumping technique by accelerometry. *Equine Veterinary Journal, Suppl. 23*, 45-49.
- Belock, B., Kaiser, L.J., Lavagnino, M., Clayton, H.M., 2012. Comparison of pressure distribution under a conventional saddle and a treeless saddle at sitting trot. *The Veterinary Journal* 193, 87-91.
- Bland, JM., Altman, DG., 1999. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, 8, 135-160.
- Bobbert, M.F., Gomez Alvarez, C.B., van Weeren, P.R., Roepstorff, L., Weishaupt, M.A., 2007. Validation of vertical ground reaction forces on individual limbs calculated from kinematics of horse locomotion. *J. Exp. Biol.* 210, 1885-1896.
- Buchner, H.H.F., Savelberg, H.H.C.M., Schamhardt, H.C., Barneveld, A., 1997. Inertial properties of Dutch Warmblood horses. *Journal of Biomechanics* 30, 653-658.
- 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.
- Cassiat, G., Pourcelot, P., Tavernier, L., Geiger, D., Denoix, JM. and Degueurce C., 2004. Influence of individual competition level on back kinematics of horses jumping a vertical fence. *Equine Veterinary Journal* 36, 748-753.
- Church, E.E., Walker, A.M., Wilson, A.M. and Pfau, T., 2009. Evaluation of discriminant analysis based on dorsoventral symmetry indices to quantify hindlimb lameness during over ground locomotion in the horse. *Equine Veterinary Journal* 41, 304-308.



- Clayton, H.M., Belock, B., Lavagnino, M., Kaiser, L.J., 2013. Forces and pressures on the horse's back during bareback riding. *The Veterinary Journal* 195, 48-52.
- Clayton, H.M., O'Connor, K.A., Kaiser, L., 2014. Force and pressure distribution beneath a conventional dressage saddle and a treeless dressage saddle with panels. *The Veterinary Journal* 199, 44-48.
- 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, 758-763.
- De Cocq, P., van Weeren, P., Back, W., 2006. Saddle pressure measuring: Validity, reliability and power to discriminate between different saddle-fits. *The Veterinary Journal* 172, 265-273.
- De Cocq, P., Prinsen, H., Springer, N.C.N., Van Weeren, P.R., Schreuder, M., Muller, M., Van Leeuwen, J.L., 2009a. 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 Cocq, P., Clayton, H.M., Terada, K., Muller, M., van Leeuwen, J.L., 2009b. Usability of normal force distribution measurements to evaluate asymmetrical loading of the back of the horse and different rider positions on a standing horse. *The Veterinary Journal* 181, 266-273.
- De Cocq, P., Duncker, A.M., Clayton, H.M., Bobbert, M.F., Muller, M., Van Leeuwen, J.L., 2010. Vertical forces on the horse's back in sitting and rising trot. *Journal of Biomechanics* 43, 627-631.
- De Cocq, P., 2012. The biomechanical interaction between horse and rider. Thesis, Degree of Doctor, Wageningen University.
- De Leva, P., 1996. Adjustements to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. Technical Note, *Journal of Biomechanics* 29, 1223-1230.
- Denoix, JM., 1987. Kinematics of the thoracolumbar spine of the horse during dorsoventral movements: a preliminary report. Proc. 2<sup>nd</sup> Int. Conference Equine Exercise Physiology, pp. 607-614.
- Denoix, JM., 1999. Spinal biomechanics and functional anatomy. *The Veterinary clinics of North America. Equine practice* 15, 27-60.
- Denoix, JM., 2014. *Biomécanique et gymnastique du cheval*, Vigot. ISBN : 978-2-7114-2255-5.

- Dempster, W.T., 1955. Space requirements of the seated operator. Technical Report USAF, WADC TR-55-159.
- Faber, M., Schamhardt, H.C., VanWeeren, P.R., 1999. Determination of 3D spinal kinematics without defining a local vertebral co-ordinate system. *Journal of Biomechanics* 32, 1355-1358.
- Faber, M. J., Schamhardt, H. C., Van Weeren, P. R., Johnston, C., Roepstorff, L., Barneveld, A., 2000. Basic three-dimensional kinematics of the vertebral column of horses walking on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research* 61, 399-406.
- Faber, M. J., Johnston, C., Schamhardt, H. C., Van Weeren, P.R., Roepstorff, L., Barneveld, A., 2001a. Basic three-dimensional kinematics of the vertebral column of horses trotting on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research* 62, 757-764.
- Faber, M.J., Johnston, C., Schamhardt, H.C., Van Weeren, P.R., Roepstorff, L., Barneveld, A., 2001b. Three-dimensional kinematics of the equine spine during canter. *Equine Veterinary Journal, Suppl.* 33, 145-149.
- Faber, M.J., Schamhardt, H.C., Van Weeren, P.R., Barneveld, A., 2001c. Methodology and validity of assessing kinematics of the thoracolumbar vertebral column in horses on the basis of skin-fixated markers. *American Journal of Veterinary Research* 62, 301-306.
- Faber, M., Johnston, C., Van Weeren, R., Barneveld, A., 2002. Repeatability of back kinematics of horses during treadmill locomotion. *Equine Veterinary Journal* 34, 235-241.
- Greve L., Dyson S., 2013. The horse-saddle-rider interaction. *The Veterinary Journal* 195, 275-281.
- Greve L., Dyson S., 2014. Saddle fit and management: An investigation of the association with equine thoracolumbar asymmetries, horse and rider health. *Equine Veterinary Journal* 47, 415-421.
- Harman, J., 1999. Tack and saddle fit. *Veterinary Clinics of North America, Equine Practice* 15, 247-261.
- Hatze, H., 1980. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments. *Journal of Biomechanics*, 13, 833-843.
- Heim, C., Pfau, T., Gerber, V., Schweizer, C., Doherr, M., Schüpbach-Regula, G., Witte, S., 2015. Determination of vertebral range of motion using inertial measurements units in 27 Franches-Montagnes stallions and comparison between conditions and with a mixed population. *Equine Veterinary Journal* 0, 1-8.

- Hobbs, S.J., Richards, J., Clayton, H.M., 2014. The effect of centre of mass location on saggital plane moments around the centre of mass in trotting horses. *Journal of Biomechanics* 47, 1278-1286.
- Jeffcott, L.B., 1979. Back problems in the horse - a look at past present and future progress. *Equine Veterinary Journal* 11, 129-136.
- Jeffcott, L.B., 1980. Disorders of the thoracolumbar spine of the horse - a survey of 443 cases. *Equine Veterinary Journal* 12, 197-210.
- Jeffcott, L.B., Dalin, G., Drevemo, S., Fredricson, I., Björne, K., Bergquist, A., 1982. Effect of induced back pain on gait and performance of trotting horses *Equine Veterinary Journal* 14, 129-133.
- Jeffcott, L.B., Holmes, M.A., Townsend, H.G., 1999. Validity of saddle pressure measurements using force-sensing array technology – Preliminary studies. *The Veterinary Journal* 158, 113-119.
- Jensen, R., 1978. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*, 11, 349-358.
- Johnston, C., Holm, K., Faber, M., Erichsen, C., Eksell, P., Drevemo, S., 2002. Effect of conformational aspects on the movement of the equine back. *Equine Veterinary Journal*, Suppl. 34, 314-318.
- Johnston, C., Roethlisberger-Holm, K., Erichsen, C., Eksell, P., Drevemo, S., 2004. Kinematic evaluation of the back in fully functioning riding horses. *Equine Veterinary Journal* 36, 495-498.
- Keegan, K.G., Yonezawa, Y., Pai, P.F., Wilson, D.A., 2002. Accelerometer-based system for the detection of lameness in horses. *Biomedical Sciences Instrumentation* 38, 107-112.
- Kotschwar, A., Baltacis, A., Peham, C., 2010a. The effects of different saddle pads on forces and pressure distribution beneath a fitting saddle. *Equine Veterinary Journal* 42, 114-118.
- Kotschwar, A., Baltacis, A., Peham, C., 2010b. The influence of different saddle pads on force and pressure changes beneath saddles with excessively wide trees. *The Veterinary Journal* 184, 322-325.
- Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., Kelso, J.A.S., 2005. Coordination dynamics of the horse–rider system. *Journal of Motor Behaviour* 37, 418-424.

- Latif, S.N., Von Peinen, K., Wiestner, T., Bitschnau, C., Renk, B., Weishaupt, M.A., 2010. Saddle pressure patterns of three different training saddles (normal tree, flexible tree, treeless) in Thoroughbred racehorses at trot and gallop. *Equine Veterinary Journal* 42, 630-636.
- Licka, T., Peham, C., Zohmann, E., 2001. Range of back movement at trot in horses without back pain. *Equine Veterinary Journal, Suppl.* 33,150-153.
- Licka, T., Peham, C., Zohmann, E., 2001. Treadmill study of the range of back movement at the walk in horses without back pain. *American Journal of Veterinary Research* 62, 1173-1179.
- 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, Suppl.* 46, 2-55.
- Martin, P., Chateau, H., Pourcelot, P., Duray, L., Cheze, L., 2015. Effect of a prototype saddle (short panels) on the biomechanics of the equine back: preliminary results. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Suppl.* 1.
- Martin P., Cheze L., Pourcelot P., Duray L., Chateau H. Effects of the rider on the kinematics of the equine spine under the saddle during the trot. Submitted, *The Veterinary Journal*.
- Martin P., Cheze L., Pourcelot P., Duray L., Chateau H. Effect of the rider position during rising trot on the horse's biomechanics (back and trunk kinematics and pressure under the saddle). Submitted, *Journal of Biomechanics*.
- Martin P., Cheze L., Pourcelot P., Duray L., Chateau H. Effect of a prototype saddle (comfort panels) on the biomechanics of the equine back during rising trot. Submitted, *Equine Veterinary Journal*.
- Meschan, E.M., Peham, C., Schobesberger, H., Licka, T.F., 2007. The influence of the width of the saddle tree on the forces and the pressure distribution under the saddle. *The Veterinary Journal* 173, 578-584.
- Mönkemöller, S., Keel, R., Hamsch, D., Müller, J., Kalpen, A., Geuder, M., Auer, J.A., Von Rechenberg, B., 2005. Pliance Mobile-16HE: Eine Folgestudie über elektronische Satteldruckmessungen nach Anpassung der Sattelsituation. *Pferdeheilkunde* 21, 102-114.
- Nyikos, S., Werner, D., Müller, J.A., Buess, C., Keel, R., Kalpen, A., Vontobel, H.D., Von Plocki, K.A., Auer, J.A., Von Rechenberg, B., 2005. Elektronische Satteldruckmessungen im Zusammenhang mit Rückenproblemen bei Pferden. *Pferdeheilkunde* 21, 187-198.



- Peham, C., Scheidl, M., Licka, T., 1999. Limb locomotion - speed distribution analysis as a new method for stance phase detection. *Journal of Biomechanics* 32, 1119-1124.
- Peham, C., Licka, T., Schobesberger, H., Meschan, E., 2004. Influence of the rider on the variability of the equine gait. *Human Movement Science* 23, 663-671.
- Peham, C., Hofmann, A., Molsner, J., Borkenhagen, B., Kuhnke, S., Baltacis, A., 2008. Forces acting on the horses back and the stability of the rider in sitting and rising trot—a comparison. *Pferdeheilkunde* 24, 337-342.
- Peham, C., Kotschwar, A.B., Borkenhagen, B., Kuhne, S., Molsner, J., Baltacis, A., 2010. A comparison of forces acting on the horse's back and the stability of the rider's seat in different positions at trot. *The Veterinary Journal* 184, 56-59.
- 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* 208, 2503-2514.
- Pfau, T., Robilliard, J.J., Weller, R., Jespers, K., Eliashar, E. and Wilson, A.M., 2007. Assessment of mild hindlimb lameness during over ground locomotion using linear discriminant analysis of inertial sensor data. *Equine Veterinary Journal* 39, 407-413.
- Pfau, T., Spence, A., Starke, S., Ferrari, M., Wilson, A., 2009. Modern riding style improves horse racing times. *Science* 325, 289.
- PG Team and Grönberg P., 2011. *ABC of the horse*, Otava Book Printing Ltd. ISBN: 978-951-98744-5-6.
- Pourcelot, P., Audigié, F., Degueurce, C., Denoix, J.M., Geiger, D., 1998. Kinematics of the equine back: a method to study the thoracolumbar flexion-extension movements at the trot. *Veterinary Research* 29, 519-525.
- Pourcelot, P., Cassiat, G., Degueurce, C., Denoix, J.-M., 2001. 3-D reconstruction of markers trajectory using panning cameras and the DLT method. *Archives of Physiology and Biochemistry* 129, 125.
- Ramseier, L.C., Waldern, N.M., Wiestner, T., Geser-von Peinen, K., Weishaupt M.A., 2013. Saddle pressure distributions of three saddles used for Icelandic horses and their effects on ground reaction forces, limb movements and rider positions at walk and tölt. *The Veterinary Journal* 198, 81-87.

- Slijper, E.J., 1946. Comparative biologic-anatomical investigations on the vertebral column and spinal musculature of mammals. Proceedings of the Koninklijke Nederlandse Academie van Wetenschappen 42, 1-128.
- 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.
- Stubbs, N.C., Hodges, P.W., Jeffcott, L.B., Cowin, G., Hodgson, D.R., McGowan, C.M., 2006. Functional anatomy of the caudal thoracolumbar and lumbosacral spine in the horse. Equine Veterinary Journal, Suppl. 36, 393-399.
- Stubbs, N.C., Riggs, C.M., Hodges, P.W., Jeffcott, L.B., Hodgson, D.R., McGowan, C.M., 2010. Osseous spinal pathology and epaxial muscle ultrasonography in thoroughbred racehorses. Equine Veterinary Journal, Suppl. 38, 654-661.
- Thoulon, F., 1991. Le saut du cheval: étude cinématographique informatisée. Thèse vétérinaire Lyon.
- Townsend, H.G., Leach, D.H., Fretz, P.B., 1983. Kinematics of the equine thoracolumbar spine. Equine Veterinary Journal 15, 17-22.
- 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.
- Van den Bogert, A.J., Schamhardt, H.C., Sauren, A.A.H.J, 1989. Computer simulation of locomotion in the horse. Ph.D theses, Utrecht, pp. 67-89.
- Van Weeren, P.R., McGowan, C., Haussler, K. K., 2010. Development of a structural and functional understanding of the equine back. Equine Veterinary Journal 42, 393-400.
- Von Peinen, K., Wiestner, T., Bogisch, S., Roepstorff, L., Van Weeren, P.R., Weishaupt, M.A., 2009. Relationship between the forces acting on the horse's back and the movements of rider and horse while walking on a treadmill. Equine Veterinary Journal 41, 285-291.
- Von Peinen, K., Wiestner, T., von Rechenberg, B., Weishaupt, M.A., 2010. Relationship between saddle pressure measurements and clinical signs of saddle soreness at the withers. Equine Veterinary Journal 42, 650-653.
- Warner, S.M., Koch, T.O., Pfau, T., 2010. Inertial sensors for assessment of back movement in horses during locomotion over ground. Equine Veterinary Journal 42, 417-424.

- Wennerstrand, J., Johnston, C., Roethlisberger-Holm, K., Erichsen, C., Eksell, P., Drevemo, S., 2004. Kinematic evaluation of the back in the sport horse with back pain. *Equine Veterinary Journal* 36, 707-711.
- Wennerstrand, J., Gómez Álvarez, C.B., Meulenbelt, R., Johnston, C., van Weeren, P.R., Roethlisberger-Holm, K., Drevemo, S., 2009. Spinal kinematics in horses with induced back pain. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 22, 448-454.
- Winter, D., 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd edition, New York.
- Zatsiorsky, VM., Seluyanov, VN., Chugunova, LG., 1990. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. *Contemporary Problems of Biomechanics*, 272-291.



# **ANNEXE 1. Validation expérimentale du protocole de cinématique 2D**

Plusieurs travaux ont été menés en amont concernant le matériel et la méthode de cinématique 2D. Ceux-ci ont fait l'objet d'un stage « assistant ingénieur » réalisé par une étudiante de l'Université de Technologie de Compiègne que j'ai pu encadrer au sein de l'entreprise.

Avant la mise en place du protocole complet utilisé pour ces travaux, nous avons étudié différents paramètres concernant la cinématique 2D permettant de valider notre matériel. Ce dernier était identique à celui détaillé tout au long de cette thèse.

## **1. Protocole**

Ces essais ont été réalisés sur sujets humains en conditions extérieures. Le champ cinématique était identique à celui du protocole présenté dans cette thèse. Une personne équipée de différents marqueurs réfléchissants passait dans le champ d'étude des deux caméras à différentes vitesses. Les marqueurs étaient positionnés ainsi :

- Trois marqueurs sur le bras du sujet afin de mesurer une distance et un angle variable au cours du mouvement.
- Une structure en forme de L possédant des marqueurs séparés par des distances fixes, connues (17,9 cm et 13,6 cm).
- Une structure de calibration de deux marqueurs séparés d'une distance fixe de 14,9 cm, positionnée sur le sujet afin de réaliser le passage entre pixels et unité métrique.

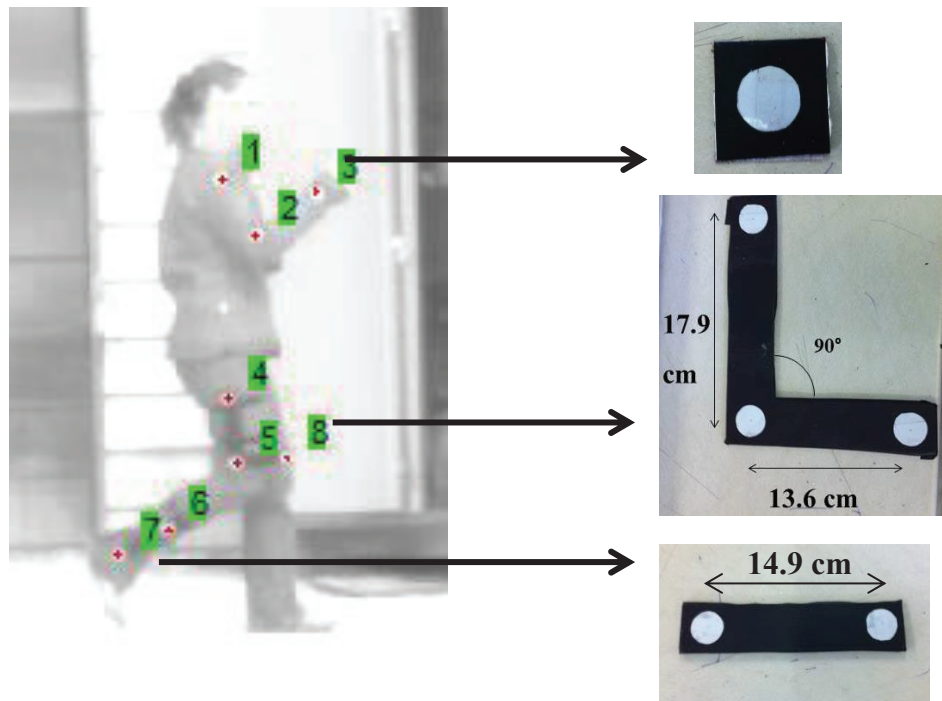


Fig.1 Positionnement des marqueurs sur sujet humain.

### 1.1 Analyse de la méthode de calibration

Quatre méthodes de calibration ont été analysées : image par image, constant (distance moyenne en pixels de la structure de calibration au cours de l'essai), filtré passe-bas, moyenne glissante sur 10 échantillons. Pour cela, la distance fixe de 17.9 cm a été mesurée tout au long du champ cinématique composé par les deux caméras.

### 1.2 Analyse de la distorsion des objectifs et de la position dans le champ de mesure

Le champ de chaque caméra a été divisé en trois zones égales (zone 1 : gauche/2 : centrale /3 : droite). Une longueur fixe de la structure en L a été calculée à l'aide de la calibration image/image et comparées entre les trois zones.

### **1.3 Exactitude et précision des données**

Le calcul de l'exactitude et la précision des données reposent sur les mêmes paramètres détaillés précédemment. Ainsi les deux longueurs fixes portées par la structure L ont été calculées à l'aide de la calibration image/image. L'angle entre les deux branches du L a aussi été calculé au cours du mouvement. Ensuite, le pourcentage d'erreur par rapport à la valeur connue par construction sur les deux distances (17,9 cm et 13,6 cm) et l'angle ( $90^\circ$ ) permet d'obtenir l'exactitude de la mesure.

La précision de la mesure est estimée par la variabilité de la mesure autour de la moyenne au cours d'un essai ; soit l'écart-type et le coefficient de variation.

### **1.4 Confrontation 2D/3D**

Lors de la validation matérielle des IMUs présentée dans le chapitre 4 de cette thèse, une partie du protocole a permis de confronter la cinématique 2D et 3D afin de valider la précision et la répétabilité des mesures de la cinématique 2D concernant les angles mais aussi les distances.

Le protocole est identique à celui détaillé dans le chapitre 4 de cette thèse.

A l'aide des deux méthodes (2D et 3D), la distance entre deux marqueurs à distance variable (L1B-L2B) a été calculée au cours du mouvement ainsi que l'angle L1B-L3B-L5B.

La méthode est identique pour les deux techniques cinématiques pour obtenir l'amplitude angulaire L1B-L3B-L5B. Ainsi un repère orthonormé est créé pour chaque structure à l'aide des trois marqueurs positionnés sur ces structures rigides. L'orientation des axes est choisie pour être colinéaires à ceux des centrales. Pour calculer l'angle, l'orientation

du repère crânial était exprimée dans le repère de la structure caudale. Dans cette configuration, le mouvement d'intérêt était localisé autour de l'axe Y/ axe de flexion-extension. Le calcul de l'angle de rotation autour de l'axe Y a été réalisé en utilisant un système eulérien avec la séquence de calcul YXZ (Wei S. 1993).

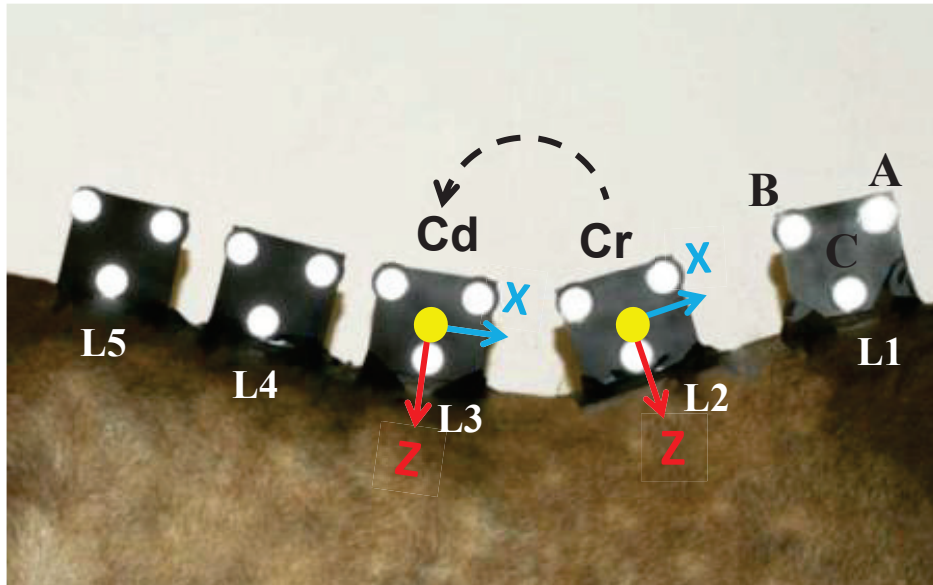


Fig.2 Positionnement des structures rigides sur lesquelles sont fixés les marqueurs réfléchissants et les centrales inertielles. Définition des repères crânial et caudal. Définition des structures et des marqueurs utilisés pour les calculs.



## 2. Résultats

### 2.1 Analyse de la méthode de calibration

Seule la calibration à distance constante induit une dérive du calcul de la distance fixe mesurée. Aucune différence n'a été constatée entre les trois autres méthodes. La calibration image par image a été exploitée au cours de l'étude.

### 2.2 Analyse de la distorsion des objectifs et de la position dans le champ de mesure

	<b>Zone 1</b>	<b>Zone 2</b>	<b>Zone 3</b>	<b>Théorique</b>
<b>Moyenne (cm)</b>	<b>13,98</b>	<b>13,81</b>	<b>13,99</b>	<b>13,6</b>
<b>Ecart type (cm)</b>	<b>0,48</b>	<b>0,27</b>	<b>0,59</b>	

Table. 0.1 Valeurs moyennes calculées d'une distance connue (13,6 cm) en fonction des trois zones du champ des caméras (n=7). Calibration image par image.

La distorsion liée aux lentilles des objectifs est acceptable.

## 2.3 Exactitude et précision des données

ESSAI	Caméra	EXACTITUDE (%)		PRECISION			
		Longueur (13,6cm)	Angle fixe (90°)	Longueur		Angle fixe	
				Ecart-type (cm)	Coef var (%)	Ecart-type (°)	Coef var (%)
Vitesse 5km/h	= gauche	1,4	2,4	1,35	9,79	5,55	6,32
	= droite	1,18	2,64	0,74	5,38	6,16	7,03
Vitesse 17km/h	= gauche	1,32	0,78	0,57	4,14	2,64	2,91
	= droite	1,32	1,24	0,57	4,14	2,46	2,77

Table. 2 Précision et exactitude des valeurs mesurées par la cinématique 2D.

### *Exactitude*

Le pourcentage d'erreur par rapport à la valeur connue est faible, soit inférieur à 3%.

### *Précision*

Martin et Gendron (2004) interprètent le coefficient de variation comme faible pour des valeurs entre 0% et 16%. Les mesures de distances et d'angles fixes sont donc acceptables pour l'utilisation escomptée.

## 2.4 Confrontation 2D/3D

Mocap versus cinématique 2D – Pour l'angle L1B-L3B-L5B, le biais entre la cinématique 2D et le mocap était de  $0.3 \pm 3.1^\circ$ . Le coefficient de Lin était de 0.5.

Pour la distance L1B-L2B, le biais était de  $0.3 \pm 5.3\text{mm}$ .