

# L'étude des contraintes mécaniques locomotrices chez le cheval

NOBLE P., COLLIN B., DENOIX J.M.<sup>1</sup>, SERTEYN D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centre d'imagerie et de recherche sur les affections locomotrices équinnes, École nationale vétérinaire d'Alfort (CIRALE-ENVA), RD 675, 14430 Dozulé, France.

<sup>2</sup> Département des Sciences Cliniques, Faculté de Médecine vétérinaire, Bât. B41, 4000 Liège, Belgique.

Correspondance : Dr P. Noble, e-mail : pnoble@ulg.ac.be

**RÉSUMÉ : En biomécanique locomotrice, trois grands groupes de contraintes sont couramment rencontrés : les contraintes en pression, les contraintes en traction et les contraintes en torsion. En condition supra-maximale, elles favoriseraient l'apparition de lésions musculo-squelettiques chez le cheval. Dans le but de mieux comprendre les contraintes engagées dans la dynamique locomotrice équine, des champs d'investigations ont été menés et des méthodes de mesures, basées sur les grands fondements de la mécanique newtonienne, ont été développées. Cette revue fait état des différentes techniques de mesures en biomécanique musculo-squelettique chez le cheval, et introduit les bases mécaniques indispensables à la compréhension du fonctionnement de l'appareil locomoteur chez le cheval.**

## 1. INTRODUCTION

L'appareil locomoteur, regroupant les systèmes osseux, articulaire et musculaire, assure deux fonctions essentielles chez les vertébrés : le soutien et le mouvement (Barone 1989 ; Collin, 1990).

Une contrainte, communément définie comme étant une pression physique exercée sur quelqu'un ou quelque chose, est en mécanique une force divisée par la surface sur laquelle elle s'applique (comme une pression). En biomécanique locomotrice, trois grands groupes de contraintes sont couramment rencontrés : les contraintes en pression, les contraintes en traction et les contraintes en torsion (Kamina, 2005).

La transformation du cheval en athlète de haut niveau ne s'effectue pas sans que son appareil locomoteur ne soit soumis à des conditions physiques supra-maximales. Celles-ci, directement liées à des contraintes biomécaniques parfois excessives, peuvent engendrer divers troubles locomoteurs et seraient particulièrement responsables de l'apparition de lésions musculo-squelettiques chez le cheval (Radin *et al.*, 1972 ; Radin, 1983 ; Smith *et al.*, 2002).

Dans le but de mieux comprendre les contraintes liées à la dynamique locomotrice équine, des champs d'investigations ont été définis et des méthodes de mesures, basées sur les grands fondements de la mécanique newtonienne, ont été développées. Dans ce contexte, Ingvar Fredericson fut un des pionniers dans l'application de techniques de mesures élaborées en biomécanique locomotrice équine. En effet, dès 1970, son équipe présenta à un congrès de photographies, une analyse quantitative des mouvements du pied du cheval en utilisant un film à grande vitesse et un procédé d'analyse des résultats inspiré de l'industrie aéronautique. Très rapidement, cette nouvelle méthode d'investigation locomotrice, par l'utilisation d'un film à grande vitesse couplé au génie mécanique des ingénieurs, fut publiée (Fredricson et Drevemo, 1971 ; Fredricson *et al.*, 1972), fut également intégrée dans la thèse universitaire d'Ingvar Fredricson, et devint le point de départ de la recherche moderne en locomotion équine. À partir de ces travaux, le monde ingénieur s'associa très légitimement au monde vétérinaire. Depuis lors, cette collaboration a permis la réalisation de nombreux nouveaux instruments de mesures musculo-squelettiques chez

le cheval et le nombre d'associations interdisciplinaires est en plein essor.

L'objectif de cette synthèse est de décrire les différentes techniques de mesures utilisées en biomécanique musculo-squelettique chez le cheval, et d'introduire les notions de mécanique indispensables à la compréhension du fonctionnement de l'appareil locomoteur équin.

## 2. LES TECHNIQUES DE MESURES EN BIOMÉCANIQUE MUSCULO-SQUELETTIQUE CHEZ LE CHEVAL

L'analyse qualitative des allures est appliquée avec succès dans le diagnostic de boiterie chez le cheval. Les cliniciens utilisent une méthode d'évaluation qualitative permettant d'assigner un grade de boiterie. Alors que la répétabilité des scores de boiterie, affectés par un même clinicien expérimenté, serait bonne (Back *et al.*, 1993), il y aurait une variation considérable entre les évaluations d'un même cas par plusieurs cliniciens (Keegan *et al.*, 1998).

Il existe des applications dans lesquelles une évaluation qualitative de l'appareil locomoteur est inadéquate. Ces applications nécessitent alors

l'utilisation de méthodes d'analyses quantitatives, celles-ci permettant une meilleure précision tout en excluant les biais inhérents à l'analyse subjective.

Parmi les méthodes d'analyse quantitative chez le cheval, on distingue les analyses cinématiques (analyses du mouvement), les analyses cinétiques (analyses des forces) et les modélisations numériques musculo-squelettiques. Pour une meilleure reproductibilité des conditions de mesures (sol, vitesse, etc.), un tapis roulant est fréquemment utilisé.

### 2.1. L'analyse cinématique

L'analyse cinématique (CIM) mesure les mouvements des segments corporels et de leurs articulations. Les techniques d'analyse cinématique les plus utilisées, en deux ou trois dimensions (2D ou 3D), sont les analyses vidéographiques, et les systèmes opto-électroniques basées sur l'émission et la détection de lumière visible ou infrarouge. Quel que soit l'appareillage utilisé et son niveau d'automatisation, une série séquentielle de procédures est appliquée : pose de marqueurs sur le sujet investigué, mise en place et calibration de l'espace d'enregistrement, enregistrement, digitalisation, transformation, lissage et normalisation. Les données cinématiques récoltées consistent en des variables temporelles, linéaires et angulaires. Les données temporelles, à partir du nombre de prises et de la fréquence d'échantillonnage, décrivent le temps de foulée et le schéma de coordination des membres. Les données de distance, obtenue à partir des coordonnées des marqueurs, décrivent la longueur de foulée, les distances entre 2 placements de membres, et les trajets parcourus par les différentes parties corporelles. Les données angulaires décrivent les déplacements, les vitesses et les accélérations des segments corporels et de leurs articulations. La CIM a permis la caractérisation des paramètres inter membres au cours des allures : (i) en se focalisant sur les études de la foulée, la CIM a révélé des relations entre la vitesse et la longueur de foulée (Leach et Cymbaluk, 1986), entre la vitesse et la fréquence de foulée (Leach et Cymbaluk, 1986), entre le temps de foulée et la dureté du sol (Fredricson *et al.*, 1983) ; (ii) concernant le développement des allures chez le poulain, la CIM a montré une relation entre la conformation et la longueur

des foulées et la conformation et la fréquence des foulées (Leach et Cymbaluk, 1986). C'est ainsi que la bonne corrélation entre les paramètres CIM mesurés chez le poulain et l'adulte rend la prédiction de la qualité des allures du futur adulte, chez le jeune, possible (Back *et al.*, 1995a) ; (iii) en étudiant simultanément les allures et d'autres variables physiologiques, on a établi des relations entre elles. Par exemple au galop, le cycle respiratoire et celui de la foulée sont synchronisés (Attenburrow, 1982). La CIM a également caractérisé des paramètres intra membres au cours des allures : l'évolution angulaire des articulations des membres antérieurs et postérieurs a été décrite en 2D au cours des phases d'appui et de soutien des allures : pas (Back *et al.*, 1996), trot (Back *et al.*, 1995b ; 1995c), galop (Back *et al.*, 1997) et au décollé du saut (Powers, 2005). Plus récemment, des informations sur l'évolution angulaire articulaire en 3D de l'extrémité digitale après traitement orthopédique ont été récoltées (Chateau *et al.*, 2006a ; 2006b).

### 2.2. L'analyse cinétique

L'analyse cinétique (CIN) mesure les forces responsables du mouvement. D'abord, la réaction de force du sol ou *Ground Reaction Force* (GRF) peut être investiguée dans une dimension (1D), 2D ou 3D au moyen de plaques de force ou de chaussures de forces. La plaque de force est une plaque en acier incluse dans le sol et couverte d'un revêtement antidérapant. Quand une pression est exercée sur cette plaque, la GRF est détectée par des transducteurs placés aux coins de celle-ci, puis convertie en signal électrique, amplifiée et enregistrée. Les variables récoltées sont généralement les composantes verticales, longitudinales et transversales de GRF, les temps d'appui, les pics de forces (amplitude et temps) et les positions des centres de pression. La chaussure de force est un dispositif dans lequel une couche ultrafine de microsenseurs, pris en sandwich entre deux plaques rigides, sont disposés dans le fond de la chaussure. Récoltant des informations similaires à celle de la plaque de force, le chausson de force garde l'avantage de pouvoir être utilisé sur différents types de sols, et donc d'en tester les propriétés. La CIN a permis d'établir des relations entre : (i) la GRF et les allures pas (Merkens *et al.*, 1986), trot (Merkens *et al.*, 1993b), galop, décollé

du saut (Galloux et Barrey, 1997) ; (ii) la GRF et les allures montées ou libres (Clayton *et al.*, 1999) ; (iii) la GRF et la vitesse (Dutto *et al.*, 2004) ; (iv) la GRF et la nature du sol (Thomason et Peterson, 2008 ; Chateau *et al.*, 2009).

La transmission des forces au travers des différents segments corporels peut être enregistrée grâce à des jauges de contraintes ou des accéléromètres attachés directement aux segments concernés. La jauge de contrainte permet d'enregistrer la déformation du tissu corporel investigué sous l'effet d'une charge appliquée. En effet, la jauge de contrainte modulant sa résistance électrique en réponse à une déformation, le signal électrique transmis est proportionnel à la déformation. Ainsi, les déformations de l'os (Hartman *et al.*, 1984), du sabot (Savelberg *et al.*, 1997 ; Thomason, 1998), ou du tendon (Jansen *et al.*, 1993) ont pu être caractérisées.

L'accéléromètre, quant à lui, mesure l'accélération de la surface sur laquelle il est attaché. Cet instrument a été utilisé : (i) pour mesurer l'efficacité de certains fers dans l'absorption et l'amortissement de chocs (Benoit *et al.*, 1993) ; (ii) pour la détection d'asymétries subtiles dans les allures (Keegan *et al.*, 2004) ; (iii) pour évaluer les accélérations du tronc au cours du saut en fonction des actions postérieures et antérieures (Barrey et Galloux, 1997).

Enfin, la technique échographique basée sur la vitesse du son dans le tendon ou « SOS » a été développée en partant de l'hypothèse que la vitesse de l'ultrason dans le tendon variait en fonction de la charge appliquée sur celui-ci (Pourcelot *et al.*, 2005). Cette méthode de mesure a l'avantage d'être non-invasive mais ne peut investiguer que les tendons sous-cutanés. La SOS a permis ainsi de mesurer les tensions tendineuses du muscle fléchisseur superficiel des phalanges chez le cheval en fonction du type de sol (Crevier-Denoix *et al.*, 2009a ; 2009b).

### 2.3. La modélisation numérique musculo-squelettique

La modélisation numérique musculo-squelettique permet d'extraire des données quantitatives non mesurables directement à partir de données mesurables. Les modèles ont des caractéristiques communes : d'abord la délimitation d'un cadre permettant

de définir la structure investiguée et l'échelle du modèle associé ; ensuite la définition des forces en présence ; enfin l'établissement d'une représentation mathématique selon les principes fondamentaux de la mécanique. Certaines données calculées numériquement pourraient être investiguées *in vivo*. Néanmoins, le caractère parfois trop invasif des mesures voire le sacrifice inévitable de l'animal investigué, contraindra l'expérimentateur à préférer le modèle numérique. Bien sûr, la modélisation biomécanique est souvent une simplification du réel. Néanmoins, cette vision basique a l'avantage de pouvoir dégager les grandes tendances de la mécanique biologique. Enfin, la puissance de la modélisation réside dans le fait de pouvoir investiguer des phénomènes mécaniques à travers des simulations numériques et ainsi de comprendre plus finement certaines interactions entre données mécaniques extrinsèques et intrinsèques. Dans le champ d'étude du système musculaire, des méthodes de calculs ont été développées pour estimer les tensions tendineuses aux extrémités digitales (Meershoek *et al.*, 2001). Dans le champ d'étude du système articulaire, les données intrinsèques telles que la force de contact articulaire (Merritt *et al.*, 2008) ou la puissance articulaire (Clayton *et al.*, 1998 ; Colborne *et al.*, 1998) ont été calculées en incorporant dans un système d'équations d'équilibre des données cinématiques et cinétiques.

### 3. NOTIONS DE MÉCANIQUE UTILISÉES DANS L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE MUSCULO-SQUELETTIQUE CHEZ LE CHEVAL

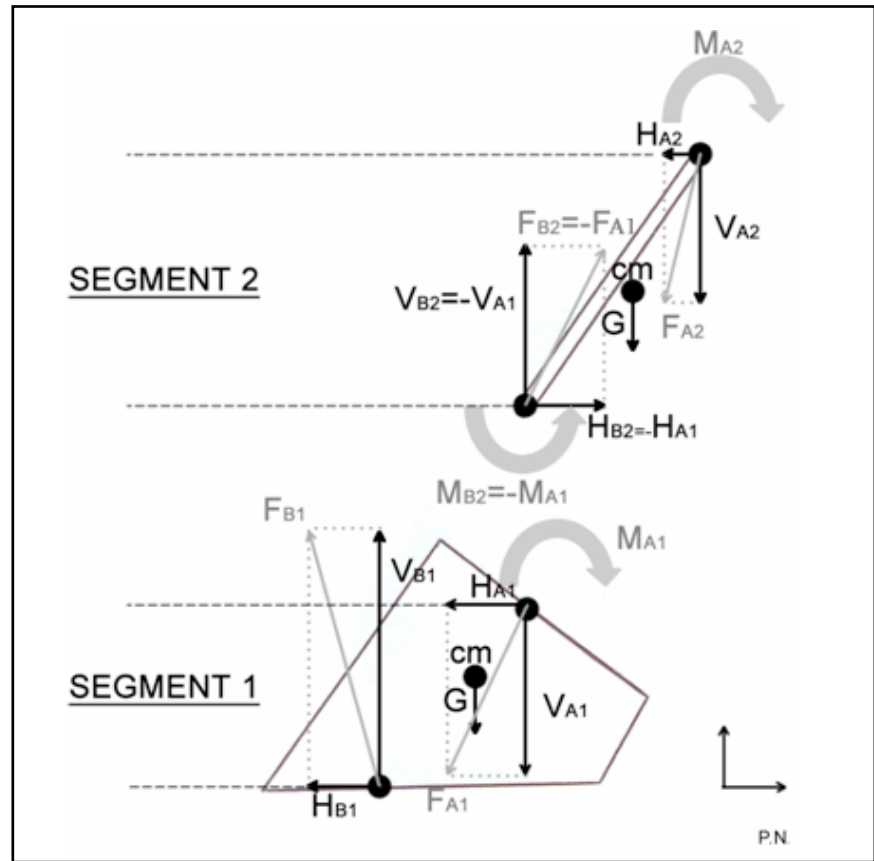
#### 3.1 L'équilibre selon Newton

Si on considère un ensemble de segments (I) rigides articulés entre eux, où chaque segment de taille invariable est défini dans un plan (xz) entre deux centres de rotation articulaire (A<sup>1</sup> ; B<sup>1</sup>) (Figure 1), en se basant sur la seconde loi d'équilibre de Newton, l'ensemble des forces exercées sur la matière est régi par les équations suivantes :

$$\begin{aligned} \sum F_x^I(t) &= m^I \ddot{X}_G^I(t) = H_A^I(t) + H_B^I(t) \\ \sum F_z^I(t) &= m^I \ddot{Z}_G^I(t) = V_A^I(t) + V_B^I(t) + gm^I \\ \sum M_{xz}^I(t) &= J^I \ddot{\theta}^I(t) \end{aligned}$$

où  $\sum F_x^I(t)$  et  $\sum F_z^I(t)$  sont les sommes

**Figure 1 :** Représentation schématique des forces (force de réaction du sol ou FB1, forces de réactions articulaires FA1, FB2 et FA2 et moments articulaires MA1, MA2, MB2) au niveau du sabot et du paturon selon les lois d'équilibre de Newton.



des forces appliquées au segment I (ou force nette articulaire) dans les directions X et Z;  $m^I$  est la masse du segment I;  $\ddot{X}_G^I(t)$  et  $\ddot{Z}_G^I(t)$  sont les accélérations linéaires du segment I;  $H_A^I(t)$ ,  $H_B^I(t)$ ,  $V_A^I(t)$ ,  $V_B^I(t)$  sont les forces appliquées par les segments voisins aux points A<sup>1</sup> et B<sup>1</sup> du segment I;  $\sum M_{xz}^I(t)$  est la somme des moments du segment I;  $J^I$  est le moment d'inertie dynamique du segment I et est  $\ddot{\theta}^I(t)$  l'accélération angulaire du segment I.

D'après la troisième loi d'équilibre de Newton ou loi des actions réciproques :

$$\begin{aligned} H_B^I(t) &= -H_A^{I-1}(t) \\ V_B^I(t) &= -V_A^{I-1}(t) \\ M_B^I(t) &= -M_A^{I-1}(t) \end{aligned}$$

#### 3.2 La dynamique inverse newtonienne appliquée aux segments squelettiques articulés

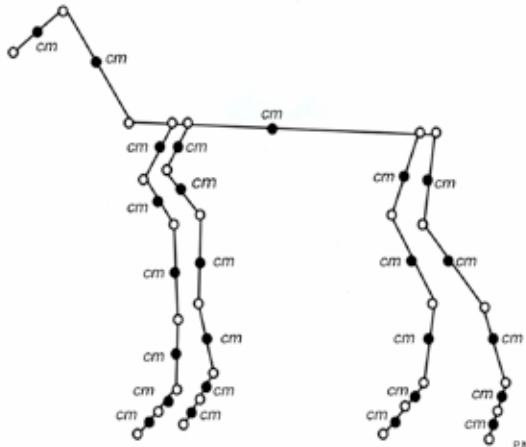
Si on considère le squelette comme un ensemble de segments rigides articulés entre eux, où chaque segment est défini entre deux centres de rotation articulaire et possède

une taille invariable (figure 2), on peut énumérer facilement les forces exercées entre segments successifs: la force de réaction du sol ( $GRF_{xz}$ ), la force nette articulaire ( $F_{xz}$ ) et le moment articulaire ( $M_{xz}$ ).

À partir de celles-ci on peut alors définir : les forces tendineuses (T) par la relation  $M_{xz} = \sum T_{xz} \cdot d$  (d étant le bras de levier tendineux) ; la force de contact articulaire par la relation ( $C_{xz} = F_{xz} - \sum T_{xz}$ ) ; la force frictionnelle (f) par la relation  $f = C_z \cdot \mu_c$  et  $f = v' \cdot \mu_v$  ( $\mu_c$  et  $\mu_v$  étant les coefficients de friction en modèle sec et visqueux et étant la vitesse de glissement cartilage-cartilage).

L'ensemble de ces forces intrinsèques est calculable par la méthode « dynamique inverse ». Basée sur les deuxième et troisième lois de Newton, ce procédé de calcul consiste à déterminer de proche en proche les forces depuis le segment le plus distal,  $GRF_{xz}$  étant connu, jusqu'au segment le plus proximal du membre. L'application d'une analyse dynamique inverse (figure 3) nécessite la connaissance, dans un référentiel terrestre, des coordonnées

**Figure 2 :** Modèle en segments articulés du cheval. Chaque segment est défini entre deux pastilles blanches qui correspondent à des projections de centres articulaires, les pastilles noires correspondent aux centres de masse (*cm*) segmentaires.



des points encadrant chaque segment corporel, des coordonnées des centres de masse segmentaires, des moments d'inertie dynamiques segmentaires et de la réaction de force du sol. Les coordonnées des points encadrant chaque segment corporel sont obtenues par une analyse CIM, les composantes de la réaction de force du sol sont obtenues par une analyse CIN et les coordonnées des centres de masse segmentaires ainsi que les moments d'inertie dynamiques segmentaires sont calculés grâce aux travaux de Buchner et collaborateurs (Buchner *et al.*, 1997) qui ont publié des droites de régression : (i) entre la longueur segmentaire, le poids de l'animal et les coordonnées du centre de masse segmentaire dans le référentiel segmentaire et ; (ii) entre la longueur segmentaire, le poids de l'animal et le moment d'inertie dynamique segmentaire.

#### 4. PERSPECTIVES ET CONCLUSION

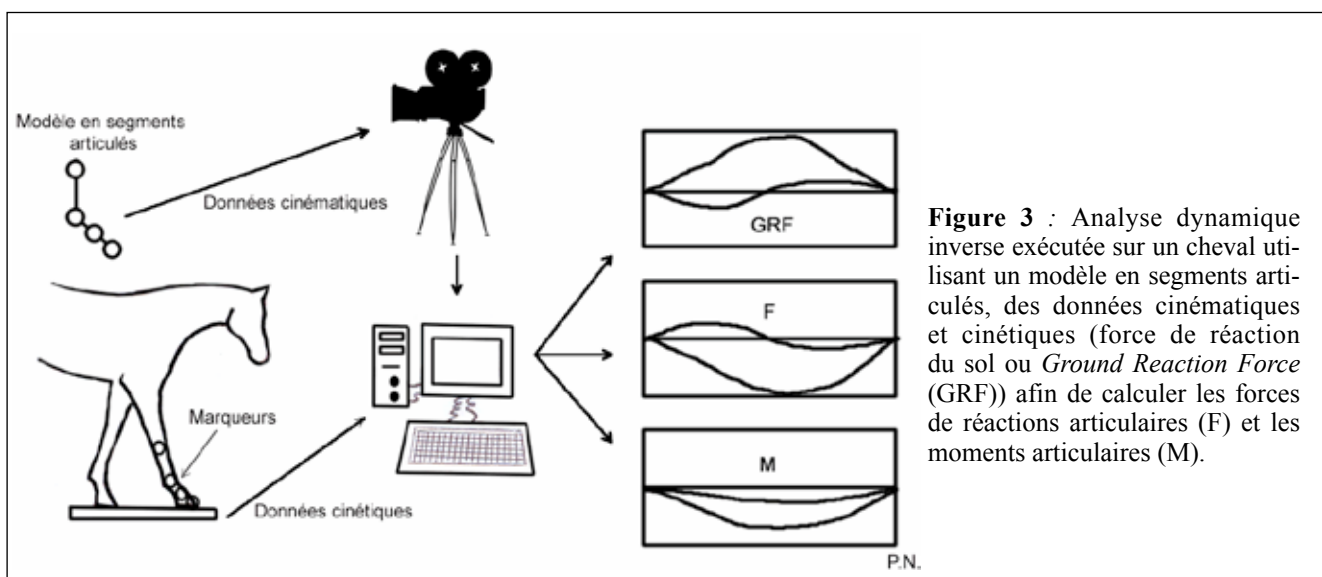
Aujourd'hui, il reste encore de nombreux axes de recherche non explorés. Certains d'entre eux pourraient contribuer à une meilleure compréhension de la mécanique locomotrice du cheval et de ses pathologies associées. En effet, les forces frictionnelles articulaires sous différentes contraintes, les composantes de la force de contact articulaire sous l'effet de paramètres morphométriques variables tels la conformation ou le traitement orthopédique, les composantes de la GRF sur différents types de sols sont autant de sujets de recherches qu'il serait intéressant d'investiguer.

En conclusion, la biomécanique musculo-squelettique devient une discipline incontournable pour la compréhension fine du fonctionnement sain et patho-

logique de l'appareil locomoteur chez le cheval. L'alliance interdisciplinaire médecine vétérinaire – sciences appliquées est la clé de voûte des recherches locomotrices fonctionnelles tant chez l'homme que chez l'animal. De ces collaborations complexes, parfois énigmatiques, les bénéfices que récoltent les génies médical et mécanique sont considérables.

#### ABSTRACT

In locomotor biomechanics, three high groups of constraints are commonly encountered: pressure, traction and torsion. In supra-maximal conditions, all of these constraints would be responsible of some equine diseased locomotor systems. In order to understand better the constraints in the equine locomotor dynamics, some investigations have been carried out. Moreover, some measurement methods, based on the mechanics of Newton, have been performed. This review shows the different measurement techniques and introduces the mechanical basis that are compulsory for the understanding of the equine locomotor apparatus functioning.



**Figure 3 :** Analyse dynamique inverse exécutée sur un cheval utilisant un modèle en segments articulés, des données cinématiques et cinétiques (force de réaction du sol ou *Ground Reaction Force* (GRF)) afin de calculer les forces de réactions articulaires (F) et les moments articulaires (M).

## BIBLIOGRAPHIE

- ATTENBURROW D.P. Time relationship between the respiratory cycle and limb cycle in the horse. *Equine Vet. J.*, 1982, **14**, 69-72.
- BACK W., BARNEVELD A., VAN WEEREN P.R., VAN DEN BOGERT A.J. Kinematic gait analysis in equine carpal lameness. *Acta Anat. (Basel)*, 1993, **146**, 86-89.
- BACK W., SCHAMHARDT H.C., BARNEVELD A. Are kinematics of the walk related to the locomotion of a warmblood horse at the trot? *Vet. Q.*, 1996, **18** : Suppl 2, S79-84.
- BACK W., SCHAMHARDT H.C., BARNEVELD A. Kinematic comparison of the leading and trailing fore- and hindlimbs at the canter. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1997, **29** : Suppl 23, 80-83.
- BACK W., SCHAMHARDT H.C., HARTMAN W., BRUIN G., BARNEVELD A. Predictive value of foal kinematics for the locomotor performance of adult horses. *Res. Vet. Sci.*, 1995a, **59**, 64-69.
- BACK W., SCHAMHARDT H.C., SAVELBERG H.H., VAN DEN BOGERT A.J., BRUIN G., HARTMAN W., BARNEVELD A. How the horse moves: 1. Significance of graphical representations of equine forelimb kinematics. *Equine Vet. J.*, 1995b, **27**, 31-38.
- BACK W., SCHAMHARDT H.C., SAVELBERG H.H., VAN DEN BOGERT A.J., BRUIN G., HARTMAN W., BARNEVELD A. How the horse moves: 2. Significance of graphical representations of equine hind limb kinematics. *Equine Vet. J.*, 1995c, **27**, 39-45.
- BARONE R. Arthrologie et myologie. In : Barone R., Anatomie comparée des mammifères domestiques. Vigot : Paris, 1989, 3-21.
- BARREY E., GALLOUX P. Analysis of the equine jumping technique by accelerometry. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1997, **29** : Suppl 23, 45-49.
- BENOITP., BARREYE., REGNAULT J.C., BROCHET J.L. Comparison of the damping effect of different shoeing by the measurement of hoof acceleration. *Acta Anat. (Basel)*, 1993, **146**, 109-113.
- BUCHNER H.H., SAVELBERG H.H., SCHAMHARDT H.C., BARNEVELD A. Inertial properties of Dutch Warmblood horses. *J. Biomech.*, 1997, **30**, 653-658.
- CHATEAU H., DEGUEURCE C., DENOIX J.M. Effects of egg-bar shoes on the 3-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses walking on a sand track. *Equine Vet. J. Suppl.*, 2006a, **38** : Suppl 36, 377-382.
- CHATEAU H., DEGUEURCE C., DENOIX J.M. Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. *Equine Vet. J.*, 2006b, **38**, 164-169.
- CHATEAU H., ROBIN D., FALALA S., POURCELOT P., VALETTE J.P., RAVARY B., DENOIX J.M., CREVIER-DENOIX N. Effects of a synthetic all-weather waxed track versus a crushed sand track on 3D acceleration of the front hoof in three horses trotting at high speed. *Equine Vet. J.*, 2009, **41**, 247-251.
- CLAYTON H.M., LANOVAZ J.L., SCHAMHARDT H.C., VAN WESSUM R. The effects of a rider's mass on ground reaction forces and fetlock kinematics at the trot. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1999, **31** : Suppl 30, 218-221.
- CLAYTON H.M., LANOVAZ J.L., SCHAMHARDT H.C., WILLEMEN M.A., COLBORNE G.R. Net joint moments and powers in the equine forelimb during the stance phase of the trot. *Equine Vet. J.*, 1998, **30**, 384-389.
- COLBORNE G.R., LANOVAZ J.L., SPRIGINGS E.J., SCHAMHARDT H.C., CLAYTON H.M. Forelimb joint moments and power during the walking stance phase of horses. *Am. J. Vet. Res.*, 1998, **59**, 609-614.
- COLLIN B. Arthrologie. In : Collin B., Anatomie du cheval. Derouaux-Ordina : Liège, 1990, 89-93.
- CREVIER-DENOIX N., POURCELOT P., RAVARY B., ROBIN D., FALALA S., UZEL S., GRISON A.C., VALETTE J.P., DENOIX J.M., CHATEAU H. Influence of track surface on the equine superficial digital flexor tendon loading in two horses at high speed trot. *Equine Vet. J.*, 2009a, **41**, 257-261.
- CREVIER-DENOIX N., RAVARY-PLUMIOEN B., EVRARD D., POURCELOT P. Reproducibility of a non-invasive ultrasonic technique of tendon force measurement, determined in vitro in equine superficial digital flexor tendons. *J. Biomech.*, 2009b, **42**, 2210-2213.
- DUTTO D.J., HOYT D.F., COGGER E.A., WICKLER S.J. Ground reaction forces in horses trotting up an incline and on the level over a range of speeds. *J. Exp. Biol.*, 2004, **207**, 3507-3514.
- FREDRICSON I., DREVEMO S. A new method of investigating equine locomotion. *Equine Vet. J.*, 1971, **3**, 137-140.
- FREDRICSON I., DREVEMO S., DALIN G., HJERTEN G., BJORNE K., RYNDE R., FRANZEN G. Treadmill for equine locomotion analysis. *Equine Vet. J.*, 1983, **15**, 111-115.
- FREDRICSON I., DREVEMO S., MOEN K., DANDANELL R., ANDERSSON B. A method of three-dimensional analysis of kinematics and co-ordination of equine extremity joints. A photogrammetric approach applying high-speed cinematography. *Acta Vet. Scand. Suppl.*, 1972, **37**, 1-133.
- GALLOUX P., BARREY E. Components of the total kinetic moment in jumping horses. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1997, **29** : Suppl 23, 41-44.
- HARTMAN W., SCHAMHARDT H.C., LAMMERTINK J.L., BADOUX D.M. Bone strain in the equine tibia: an in vivo strain gauge analysis. *Am. J. Vet. Res.*, 1984, **45**, 880-884.
- JANSEN M.O., VAN DEN BOGERT A.J., RIEMERSMA D.J., SCHAMHARDT H.C. In vivo tendon forces in the forelimb of ponies at the walk, validated by ground reaction force measure-

- ments. *Acta Anat. (Basel)*, 1993, **146**, 162-167.
- KAMINA P. Système articulaire. In : Kamina P., Précis d'anatomie clinique (tome I) Anatomie générale. Maloine : Paris, 2005, 31-41.
- KEEGAN K.G., WILSON D.A., WILSON D.J., SMITH B., GAUGHAN E.M., PLEASANT R.S., LILLICH J.D., KRAMER J., HOWARD R.D., BACON-MILLER C., DAVIS E.G., MAY K.A., CHERAMIE H.S., VALENTINO W.L., VAN HARREVELD P.D. Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis. *Am. J. Vet. Res.*, 1998, **59**, 1370-1377.
- KEEGAN K.G., YONEZAWA Y., PAI P.F., WILSON D.A., KRAMER J. Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *Am. J. Vet. Res.*, 2004, **65**, 665-670.
- LEACH D., CYMBALUK N.F. Relationships between stride length, stride frequency, velocity, and morphometrics of foals. *Am. J. Vet. Res.*, 1986, **47**, 2090-2097.
- MEERSHOEK L.S., LANOVAZ J.L., SCHAMHARDT H.C., CLAYTON H.M. Calculated forelimb flexor tendon forces in horses with experimentally induced superficial digital flexor tendinitis and the effects of application of heel wedges. *Am. J. Vet. Res.*, 2002, **63**, 432-437.
- MEERSHOEK L.S., VAN DEN BOGERT A.J., SCHAMHARDT H.C. Model formulation and determination of in vitro parameters of a noninvasive method to calculate flexor tendon forces in the equine forelimb. *Am. J. Vet. Res.*, 2001, **62**, 1585-1593.
- MERKENS H.W., SCHAMHARDT H.C., HARTMAN W., KERSJES A.W. Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horses at normal walk. *Equine Vet. J.*, 1986, **18**, 207-214.
- MERKENS H.W., SCHAMHARDT H.C., VAN OSCH G.J., HARTMAN W. Ground reaction force patterns of Dutch Warmbloods at the canter. *Am. J. Vet. Res.*, 1993a, **54**, 670-674.
- MERKENS H.W., SCHAMHARDT H.C., VAN OSCH G.J., VAN DEN BOGERT A.J. Ground reaction force patterns of Dutch warmblood horses at normal trot. *Equine Vet. J.*, 1993b, **25**, 134-137.
- MERRITT J.S., DAVIES H.M., BURVILL C., PANDY M.G. Influence of muscle-tendon wrapping on calculations of joint reaction forces in the equine distal forelimb. *J. Biomed. Biotechnol.*, 2008, **2008**, 165730.
- POURCELOT P., DEFONTAINE M., RAVARY B., LEMATRE M., CREVIER-DENOIX N. A non-invasive method of tendon force measurement. *J. Biomech.*, 2005, **38**, 2124-2129.
- POWERS P. Linear kinematics at take-off in horses jumping the wall in an international Puissance competition. *Sports Biomech.*, 2005, **4**, 149-162.
- RADIN E.L. The effects of repetitive loading on cartilage. Advice to athletes to protect their joints. *Acta Orthop. Belg.*, 1983, **49**, 225-232.
- RADIN E.L., PAUL I.L., ROSE R.M. Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. *Lancet*, 1972, **1**, 519-522.
- SAVELBERG H.H., VAN LOON T., SCHAMHARDT H.C. Ground reaction forces in horses, assessed from hoof wall deformation using artificial neural networks. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1997, **29** : Suppl 23, 6-8.
- SMITH R.K., BIRCH H.L., GOODMAN S., HEINEGARD D., GOODSHIP A.E. The influence of ageing and exercise on tendon growth and degeneration-hypotheses for the initiation and prevention of strain-induced tendinopathies. *Comp. Biochem. Physiol. A Mol. Integr. Physiol.*, 2002, **133**, 1039-1050.
- THOMASON J.J. Variation in surface strain on the equine hoof wall at the midstep with shoeing, gait, substrate, direction of travel, and hoof shape. *Equine Vet. J. Suppl.*, 1998, **30** : Suppl 26, 86-95.
- THOMASON J.J., PETERSON M.L. Biomechanical and mechanical investigations of the hoof-track interface in racing horses. *Vet. Clin. North Am. Equine Pract.*, 2008, **24**, 53-77.