

Etude de la locomotion du cheval par accélérométrie, électromyographie de surface et cinématique.

Use of accelerometry, kinematics and surface electromyography for equine locomotion analysis.

Par Céline ROBERT⁽¹⁾
(mémoire présenté le 20 février 2003)

RÉSUMÉ

L'étude de la locomotion du cheval fait appel à plusieurs techniques complémentaires. Seule leur utilisation conjointe et raisonnée permet une approche globale et objective du mouvement.

Ce travail propose tout d'abord une revue des différentes méthodes d'étude de la locomotion employées chez le cheval : cinétique, cinématique et électromyographie. Il présente les apports de chacune et leurs conditions de mise en œuvre.

L'association de l'accélérométrie, de la cinématique articulaire et de l'électromyographie de surface est ensuite détaillée. Cette démarche nécessite d'évaluer et de corriger les éventuelles erreurs de synchronisation. Il faut également considérer la physiologie de la contraction musculaire et le délai électromécanique avant de conclure quant à l'intervention exacte d'un muscle dans la locomotion.

Enfin, les applications potentielles de telles méthodes en terme d'étude du geste sportif sont illustrées à partir d'un exemple : l'étude de l'effet des allongements d'allure sur le membre pelvien. Elle montre que des changements de vitesse de l'ordre de 0,5 m.s⁻¹ induisent des variations significatives des périodes et de l'intensité de l'activité musculaire. Une augmentation de la vitesse, même de faible amplitude, entraîne des modifications de l'ensemble de la mécanique des membres. Cette approche permet de comprendre comment le membre pelvien génère l'accroissement de la vitesse et s'y adapte.

Mots-clés : locomotion, cheval, trot, électromyographie, cinématique, accélérométrie, vitesse.

Notes

(1) UMR INRA-ENVA « Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval », Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort, 7, avenue du Général de Gaulle, 94704 MAISONS-ALFORT cedex. Email : crobert@vet-alfort.fr

SUMMARY

Several complementary techniques are used to study the horse's locomotion. Only a rational combination of these techniques can provide a global and objective approach to the analysis of movement.

This paper describes the different methods used in equine locomotion studies : kinetics, kinematics and electromyography. Their advantages and their conditions of use are presented in detail.

The combined use of accelerometry, joint kinematics and surface electromyography is then described. This approach requires an evaluation of potential synchronisation errors and their correction. Any conclusion on the exact role of a muscle in the locomotion must take into account the physiology of muscle contraction and the electromechanic delay.

Finally, the effects of extending the stride on the hind limbs is described as an example of the potential applications of such methods in the investigation of athletic locomotion. This example shows that velocity changes as small as 0.5 m/s result in significant variations in the period and intensity of muscle activity. Even a small increase in velocity alters the limb mechanics. This study shows how the hind limb generates the velocity increase and adapts to it.

Key words : *locomotion, horse, trot, electromyography, kinematics, accelerometry, speed.*

• INTRODUCTION

L'issue d'épreuves équestres dans des disciplines aussi variées que le dressage, l'équitation américaine, le hunter ou l'endurance est déterminée à partir de l'examen visuel. La sélection des chevaux en vue de leur admission dans les registres d'élevage et de leur approbation comme reproducteurs repose, au moins en partie, sur l'opinion d'un ensemble de juges. Une certaine subjectivité est bien sûr inhérente à ce type d'évaluation.

L'analyse qualitative est également employée avec succès pour le diagnostic des boiteries chez le cheval. Les cliniciens utilisent une approche semi-quantitative lorsqu'ils établissent le grade de la boiterie. Bien que la répétabilité d'un clinicien expérimenté puisse être bonne (BACK *et al.* 1993), il existe des différences considérables entre cliniciens (KEEGAN *et al.* 1998).

Dans certaines circonstances, l'évaluation qualitative de la locomotion du cheval est insuffisante. L'utilisation d'une méthode d'analyse quantitative apporte une meilleure précision sans les biais inhérents à l'analyse subjective.

L'essor des recherches dans le domaine et l'évolution de l'informatique ont permis le développement rapide de nouvelles techniques d'analyse de la locomotion ou l'amélioration de méthodes plus anciennes. L'objectif de ce travail est de présenter les principales méthodes d'étude de la locomotion utilisées chez le cheval, de montrer comment elles peuvent être associées et quelles sont leurs limites. Ce travail sera illustré par une application pratique : l'étude des effets de la vitesse sur la mécanique du membre pelvien du cheval.

• MÉTHODES D'ANALYSE DU MOUVEMENT CHEZ LE CHEVAL

Les méthodes d'étude de la locomotion utilisées chez le cheval sont de trois types :

- la cinétique représente l'étude des forces à l'origine du mouvement ;
- la cinématique aborde l'analyse descriptive et quantifiée du mouvement ;
- l'électromyographie s'intéresse à l'activité des muscles, agents actifs du mouvement.

Ces techniques sont donc complémentaires pour une approche globale de la locomotion. Chacune présente des particularités et des limites qui vont être détaillées ci-dessous.

Cinétique

Une multitude de transducteurs, jauges de contrainte, capteurs piézoélectriques ou piézorésistants et accéléromètres sont utilisés dans les études cinétiques. Plusieurs capteurs peuvent être associés pour fabriquer des plates-formes de force ou des fers dynamométriques afin de mesurer les forces de réaction du sol.

Les accéléromètres mesurent l'accélération de la surface sur laquelle ils sont attachés. Dans les études de la locomotion du cheval, ils sont le plus souvent fixés à la paroi des sabots et sont utilisés pour déterminer le poser du pied au sol et les accélérations associées. Un accéléromètre fixé au pied permet ainsi de mesurer les caractéristiques de la foulée et d'évaluer les propriétés d'absorption des ondes de choc consécutives au poser du pied (BENOIT *et al.* 1993, WILLEMEN *et al.* 1994).

Des accéléromètres peuvent également être fixés sur le garrot, le sternum ou la croupe pour mesurer les accélérations longitudinales et dorso-ventrales du tronc (BARREY *et al.* 1994). Cette technique a été utilisée pour détecter les asymétries d'accélération du tronc chez les chevaux boiteux (BARREY et DESBROSSE, 1996) ou pour obtenir une évaluation objective de la locomotion de jeunes chevaux dans le cadre de programmes de sélection.

Dans cette étude, nous avons employé des accéléromètres pour repérer les différentes phases de la foulée. L'accéléromètre est en effet le meilleur indicateur pour détecter le premier contact avec le sol (RATZLAFF *et al.* 1995). Cependant, la précision de détermination du poser est limitée par celle de l'équipement utilisé et il est difficile de déterminer la fin de la phase d'appui à partir du signal accélérométrique (SCHAMHARDT et MERKENS, 1994). En effet, le décolllement des talons est difficile à distinguer très précisément, mais il est suivi par une inversion du sens du signal accélérométrique bien visible et systématique, souvent interprétée comme le décolllement de la pince (LANYON, 1971 ; HEILES, 1995). Ce dernier événement peut être retenu comme date du lever. La phase d'appui calculée s'étend alors du poser du pied au lever de la pince ; elle représente ainsi la majeure partie de la durée de contact, même partiel, du pied avec le sol.

Cinématique

L'analyse cinématique mesure la géométrie du mouvement sans considérer les forces qui en sont à l'origine. Elle permet de quantifier les paramètres de la locomotion qui sont évalués qualitativement lors d'un examen visuel. Les résultats sont exprimés sous forme de données temporelles (durée), linéaires (distance) et d'angles qui décrivent les mouvements des segments du corps et les angles articulaires. Une analyse plus poussée des données permet ensuite la représentation graphique du mouvement ou la détection d'asymétries entre le membre sain et le membre boiteux (AUDIGIE, 1999).

Actuellement, la majorité des études cinématiques sont réalisées à l'aide de systèmes vidéo ou de systèmes optoélectroniques basés sur l'émission et la détection d'infrarouge ou d'une lumière dans le spectre visible. La vidéo est la méthode cinématique la plus utilisée dans le monde. Il existe plusieurs systèmes disponibles sur le marché ou développés localement au sein de différents laboratoires d'analyse du mouvement, mais les étapes d'enregistrement sont identiques.

Positionnement de marqueurs cutanés - Des marqueurs cutanés sont positionnés en regard de repères anatomiques précis sur chaque côté du cheval et sur la ligne du dessus. La taille des marqueurs varie selon la taille du champ d'enregistrement et la précision des résultats souhaitée ; elle est de 3 cm de diamètre lorsque le cheval est filmé en entier (fig.1).

Calibration – Les études en deux dimensions (2-D) n'utilisent qu'une caméra par côté du cheval ; elles sont les plus faciles à réaliser, mais les résultats sont altérés par les distorsions d'images liées aux mouvements du corps hors du plan. Les analyses tridimensionnelles (3-D) évitent ces problèmes, mais sont plus compliquées à réaliser. Pour chaque côté du cheval, elles nécessitent l'utilisation de 2 caméras placées symétriquement par rapport au centre du champ d'enregistrement et faisant un angle entre leurs axes d'environ 60° (fig.2). Au début de chaque séance, l'espace doit être calibré en filmant une structure géométrique de la taille du champ d'enregistrement pourvue de marqueurs de coordonnées 3-D connues. Le calcul des coordonnées 3-D des marqueurs placés sur le cheval est ensuite basé sur les algorithmes de la Transformation Linéaire Directe (DLT) couramment utilisée en stéréophotogrammétrie. Cette technique permet de calculer les coordonnées tridimensionnelles d'un point à partir d'au moins 2 vues bidimensionnelles de ce point



Figure 1 : Cheval équipé de capteurs EMG et de marqueurs cinématiques au trot sur tapis roulant.



Figure 2 : Vue générale de l'aire d'enregistrement. Le cheval est équipé de marqueurs réfléchissants placés en regard des articulations et sur la ligne du dos. Deux caméras entourées de projecteurs sont disposées à 4 m du tapis roulant, leurs axes de convergence faisant un angle de 60°.

Enregistrement vidéo - Les caméras sont mises en route avant que le protocole expérimental ne commence. Au cours de l'enregistrement, une ampoule de 75W placée au-dessus du cheval dans le champ des caméras est allumée. Les enregistrements des différentes caméras seront ensuite approximativement synchronisés en identifiant sur chacun d'eux l'image où la première lueur de l'ampoule apparaît.

Analyse des données - Le traitement des enregistrements vidéo s'effectue en différé au laboratoire. Il comprend plusieurs étapes. Tout d'abord, les films de chaque caméra sont numérisés. La position des marqueurs est ensuite relevée sur les fichiers de la structure de calibration et sur chaque séquence d'enregistrement. Les coordonnées réelles 3-D des marqueurs sont obtenues par la méthode de la DLT. La dernière étape consiste à calculer les distances et les angles à partir des coordonnées des points. La figure 3 présente les décours angulaires de l'épaule et du coude calculés sur 10 foulées de trot et moyennés sur une foulée normalisée.

Pertinence des données - La qualité technique de la méthode dépend essentiellement des résolutions spatiale et temporelle liées respectivement à la résolution du capteur et à la fréquence d'acquisition. La reconstruction 3-D des coordonnées des marqueurs est affectée par des erreurs systématiques liées aux erreurs de calibration, aux déformations de lentilles, au détramage de l'image et une synchronisation imparfaite des caméras, et par des erreurs aléatoires dues au processus de numérisation. Dans nos conditions expérimentales - longueur du champ de 3,50 m et vitesse de déplacement des marqueurs variant de 0 à 12 m.s⁻¹ - la résolution des données cinématiques selon les axes x, y et z a été estimée respectivement inférieure ou égale à 1,8 mm, 7,4 mm et 1,9 mm (POURCELOT, 1999). Il est indispensable d'en tenir compte pour déterminer si les valeurs obtenues sont significatives ou non par rapport à cette imprécision.

Électromyographie de surface

La contraction musculaire est à l'origine des forces qui déplacent et stabilisent les membres. Elle est précédée

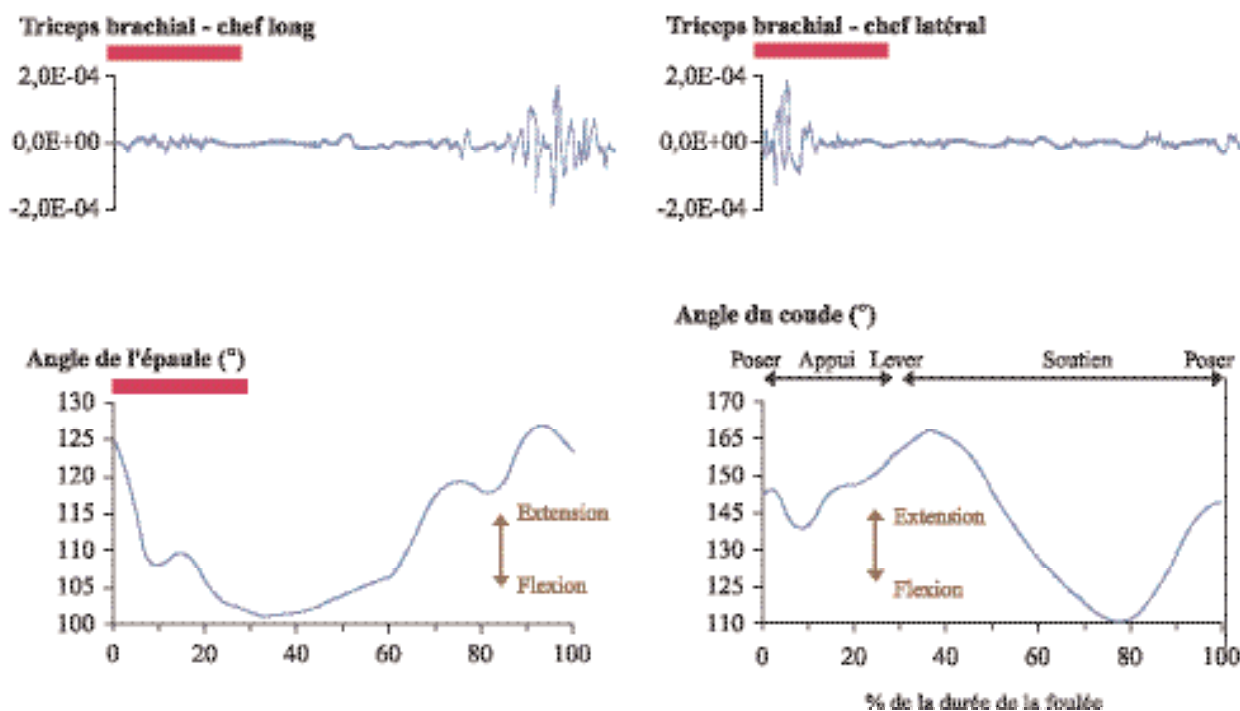


Figure 3 : Tracés EMG bruts des 2 chefs du muscle triceps brachial explorables par EMG de surface, les chefs long (TBo) et latéral (TBa), et décours angulaires de l'épaule et du coude, sur une foulée normalisée au trot à 4 m/s (0 % de la foulée = poser du membre antérieur correspondant, 100 % = poser suivant du même membre). La phase d'appui dure environ 30 % de la durée de la foulée. Elle est matérialisée par la barre horizontale.

Les périodes d'activité musculaire apparaissent sous forme de bouffées. TBo et TBa présentent une seule période d'activité par foulée. L'activité du TBo peut être divisée en trois parties : à la fin de la phase de soutien apparaît une activité de faible intensité ; elle augmente ensuite progressivement pour atteindre un pic avant le poser ; l'intensité se stabilise ensuite à un très faible niveau jusqu'au milieu de la phase d'appui avant de cesser. Le TBa ne présente pas d'activité pendant la phase de soutien, mais son activité est maximale pendant la première moitié de la phase d'appui.

Le TBo agit sur les articulations de l'épaule et du coude, alors que le TBa n'intéresse que le coude. Le TBo est actif dès la fin de la phase de soutien lorsque l'épaule commence à fléchir et que le coude s'étend. Sa contraction concentrique entraîne donc la flexion de l'épaule et provoque l'extension du coude. Pendant la première moitié de la phase d'appui, le TBa vient renforcer le TBo, alors que le coude a tendance à fléchir. Leur contraction excentrique empêche le collapsus du coude lors de l'appui.

par une activation électrique qui peut être détectée et enregistrée sous forme d'électromyogrammes. L'électromyographie (EMG) est une technique relativement peu invasive qui peut être utilisée pendant la locomotion (TOKURIKI *et al.* 1989, JANSEN *et al.* 1992). L'activité électrique est recueillie à l'aide d'électrodes collées sur la peau (EMG de surface) ou insérées à travers la peau directement dans le muscle (EMG à l'aiguille).

- L'EMG à l'aiguille est plus invasive. Elle ne permet pas de visualiser la position exacte des électrodes, mais fournit un enregistrement plus spécifique d'un muscle. Différentes configurations d'électrodes sont décrites : unipolaires, bipolaires ou concentriques.

- Les électrodes de surface présentent l'avantage d'être non invasives, mais ne fournissent qu'une estimation globale de l'activité d'un muscle de grande taille ou d'un groupe musculaire. Elles ne permettent pas d'enregistrer les muscles profonds. Les électrodes autocollantes sont placées pour réaliser une dérivation tripolaire équivalente à ce qui est utilisé en électrocardiographie. Deux électrodes de mesure sont disposées à proximité du point moteur du muscle, alignées avec les fibres musculaires et distantes de 4 à 6 cm selon la taille du muscle étudié. Une électrode « de référence » est placée sur un point neutre, de préférence un relief osseux (en général le tuber sacrale). Les capteurs sont reliés à un amplificateur qui augmente le faible signal électrique et à un filtre qui atténue le bruit (mouvements de fils, interférences électriques...). Le signal est enregistré sur une carte mémoire et transféré par télémétrie ou à la fin de la phase d'enregistrement.

La figure 3 présente un exemple du signal brut obtenu. La détermination visuelle du début et de la fin de chaque bouffée d'activité électrique renseigne sur les périodes d'activité musculaire au cours de la foulée. L'EMG a ainsi permis d'établir le plan d'activation des muscles pendant la locomotion et de démontrer que certains muscles présentaient des périodes d'activités différentes de celles qui étaient supposées d'après leur anatomie. Chez le cheval, la plupart des muscles sont impliqués dans la stabilisation des articulations plutôt que dans leur mobilisation initiale (ROBERT, 2000), en particulier les muscles du dos (ROBERT *et al.* 2001).

L'amplitude du signal EMG dépend du type d'électrodes, de leur position sur le muscle et de la qualité du contact entre les électrodes et le muscle sous-jacent. Néanmoins, la principale variation de l'amplitude du signal reste le degré d'activation du muscle. L'amplitude du signal EMG peut donc être utilisée comme un indicateur de l'activation. L'intégration du signal redressé (EMG intégré ou IEMG) sur la durée d'une foulée fournit également une quantification du travail musculaire.

• ASSOCIATION DES DIFFÉRENTES MÉTHODES POUR UNE ÉTUDE GLOBALE DE LA LOCOMOTION

Associer l'EMG de surface à d'autres techniques d'étude de la locomotion permet une approche plus globale de la locomotion (VAN WESSUM *et al.* 1999). En effet, la connaissance isolée d'un plan de coopération musculaire pose des problèmes d'interprétation des muscles actifs. Si une activité électromyographique est le signe d'une excitation du muscle, sa présence seule ne suffit pas pour déterminer l'action que le muscle exerce, en particulier si celui-ci est pluri-fonctionnel. L'utilisation conjointe de l'EMG et de la cinématique permet de corrélérer l'activité musculaire et les mouvements des articulations mobilisées. Cette approche complémentaire, couplée à la connaissance anatomique des muscles, apporte des données objectives sur la fonction de ces muscles. Néanmoins, il faut observer un certain nombre de précautions pour que l'interprétation soit juste. L'association de l'EMG et de la cinématique nécessite de répondre aux questions suivantes :

- 1 – les données obtenues par chaque technique sont-elles superposables ?

- 2 – quelle est la relation entre l'activité musculaire et le mouvement de l'articulation mobilisée ?

Synchronisation de l'EMG et de la cinématique

La synchronisation des enregistrements accélérométriques, EMG et cinématiques est indispensable pour superposer les périodes d'activité musculaire et les décours angulaires des articulations. Pour chaque technique, les résultats sont exprimés en pourcentage de la durée de la foulée, 2 posers consécutifs représentant les valeurs 0 et 100 % de la durée de la foulée. L'enregistrement des signaux EMG et accélérométriques est couplé : le plan d'activation des muscles est donc défini par rapport aux posers des membres déterminés à partir des tracés accélérométriques. Les décours angulaires et verticaux des articulations sont calculés sur les mêmes foulées, mais c'est le poser du pied déterminé par cinématique qui sert de référence

La corrélation des données EMG et cinématique nécessite de déterminer si les posers détectés par accélérométrie et par cinématique sont exactement synchrones. Deux phénomènes peuvent être à l'origine d'un défaut de synchronisation des données EMG et cinématiques :

- un décalage dans les enregistrements EMG et cinématique ;

- une erreur liée à la détection du poser par accélérométrie et par cinématique.

L'éventuel décalage a été envisagé de façon globale. Nous avons simplement calculé l'écart entre le poser déterminé par accélérométrie et le même poser déterminé par cinématique, puisque c'est le paramètre directement utilisé.

Cette étude a révélé que le poser est détecté en moyenne 17ms plus tard par l'accélérométrie (à 128Hz) que par la cinématique (à 50 Hz). Le décalage moyen est identique sur les posers des antérieurs et des postérieurs et ne varie pas significativement avec la vitesse. Il s'explique essentiellement par la fréquence d'échantillonnage qui lisse le tracé accélérométrique. En pratique, le 0 % de la foulée utilisé en cinématique précède le 0 % calculé par accélérométrie de 17 ms. Cela correspond en moyenne à 2,5 % de la durée de la foulée.

Interprétation des résultats obtenus : notion de délai électromécanique

Dans l'hypothèse où la synchronisation de la cinématique et de l'EMG serait parfaite et où le décalage éventuel est corrigé, il reste encore une incertitude pour déterminer sans ambiguïté la (ou les) fonction(s) d'un muscle à partir de son activité électrique et des décours de la (voire des) articulation(s) qu'il mobilise : le temps séparant le début de l'activité électromyographique de l'apparition des phénomènes mécaniques - appelé délai électromécanique - n'est pas connu chez le cheval.

Dans d'autres espèces, et en particulier chez l'homme, il a été montré que le délai électromécanique n'est pas constant (BOUISSET et MATON, 1995) : il dépend de facteurs physiologiques (type de muscle, modalités de la contraction) et techniques (instant choisi pour déterminer le début des phénomènes mécaniques). Il augmente avec l'intensité de la résistance extérieure. Chez le chat, le délai entre le début de l'activité musculaire et la production de la force diminue lorsque la vitesse augmente (SHERIF, 1983). Les valeurs du délai électromécanique proposées dans la littérature sont variables et dépendent des conditions expérimentales. Chez l'homme, il est évalué à 50 ms environ par JÖNHAGEN *et al.* (1996), il varie de 30 à 90 ms (WINTER et YACK, 1987), voire de 20 à 100 ms (MERO et KOMI, 1987). Dans le cas de mouvements monoarticulaires, il serait compris entre 25 et 60 ms (BOUISSET et MATON, 1995). Chez le chat, il a été mesuré entre 35 et 80 ms (SHERIF, 1983). Enfin, le délai entre la fin de l'activité électrique et la disparition de la force produite serait encore plus long (SHERIF, 1983).

Dans le cadre de notre travail, chez le cheval, la valeur du délai électromécanique et ses variations restent inconnues. Il importe néanmoins de considérer que, comme dans les autres espèces, l'activation musculaire précède la contraction. Si l'on retient une valeur moyenne de 50 ms, cela correspond à 6 à 10 % de la durée de la foulée au trot.

Ces résultats montrent que l'utilisation simultanée de plusieurs techniques nécessite de prendre quelques précautions méthodologiques. Il est indispensable d'évaluer toutes les erreurs liées à chaque technique et éventuellement de les corriger avant d'utiliser les données obtenues. La

figure 3 montre un exemple de ce que l'on peut conclure de ce type d'expériences qui apporte des données anatomo-fonctionnelles sur l'origine du mouvement. Il est alors possible d'aborder de façon objective l'étude de certains gestes sportifs afin de mieux les comprendre et d'en conseiller l'utilisation de façon raisonnée dans les programmes d'entraînement ou de rééducation des chevaux de sport.

• APPLICATION : INFLUENCE DE LA VITESSE SUR LA MÉCANIQUE DU MEMBRE PELVIEN CHEZ LE CHEVAL

Les variations d'allure font partie du travail de base du cheval de sport (CLAYTON, 1991 ; MARCELLA et LEIMBACH, 1998). Elles sont sensées favoriser la mise en condition et accroître la musculature. HENRY (1996) explique par exemple que les allongements favorisent la poussée des postérieurs. L'objectif de ce travail est donc de montrer comment les techniques présentées ci-dessus permettent de vérifier cette théorie.

Matériels et méthodes

Les expérimentations ont été menées sur 4 chevaux de selle (âge moyen $8,2 \pm 1,0$ ans, hauteur au garrot $1,62 \pm 0,02$ m et poids moyen $505,5 \pm 21$ kg). L'activité des muscles fessier moyen (FM) et tenseur du fascia lata (TFL) du côté gauche, a été recueillie par EMG de surface. Un accéléromètre était fixé sur le sabot postérieur gauche afin de détecter les posers et les levers du membre. L'acquisition des signaux accélérométriques et EMG a été réalisée comme précédemment décrit. Les enregistrements cinématiques ont été conduits parallèlement à l'électromyographie. Les marqueurs cutanés étaient placés du côté gauche du cheval. Les caméras étaient situées à 4 m du tapis roulant, leurs axes de convergence faisant un angle de 60° environ.

Les chevaux ont été échauffés au pas, puis au trot sur le tapis roulant avant d'être équipés. Pour chaque cheval, 5 séquences de 10 foulées successives correspondant chacune à un palier de vitesse : 3,5 - 4 - 4,5 - 5 et 6 m.s^{-1} ont été enregistrées. Cette gamme de vitesse a été choisie en fonction des limites du trot pour un cheval de selle sur tapis roulant ; au-dessous de $3,5 \text{ m.s}^{-1}$, le cheval est dans une allure intermédiaire entre le pas et le trot ; au-delà de 6 m.s^{-1} , la plupart des chevaux prennent le galop.

Pour chaque palier de vitesse, les dates de poser et lever du postérieur gauche ont été relevées sur 10 foulées successives. Afin de faciliter les comparaisons des plans d'activation musculaire au cours de différentes foulées, les début et fin d'activité ont été déterminés et exprimés relativement à une foulée normalisée qui commence avec le poser.

L'intensité de l'activité musculaire a été calculée par l'intermédiaire de l'EMG intégré (IEMG) sur les 10 mêmes foulées pour chaque muscle. L'analyse cinématique a été effectuée grâce au système EKAS sur les 10 foulées choisies à chaque palier. Elle a permis de calculer les altitudes maximales et minimales et les trajectoires moyennes de chaque marqueur, et de relever de la même façon les angles de flexion et d'extension maximales à partir des décours angulaires des articulations (AUDIGIE, 1999).

L'évolution de chaque paramètre EMG ou cinématique a ensuite été étudiée par une analyse de variance afin de mettre en évidence un éventuel effet vitesse. La corrélation entre les périodes d'activité EMG, l'IEMG, les décours et la vitesse a également été effectuée par régression linéaire et analyse de corrélation.

Résultats

Influence de la vitesse sur les paramètres de la foulée

Les tracés accélérométriques (figure 4) montrent une diminution linéaire de la durée de la foulée avec l'augmentation de la vitesse ($R^2 = 0,94$). La durée de la phase d'appui diminue linéairement lorsque la vitesse augmente ($R^2 = 0,95$). L'augmentation de la vitesse conduit à une diminution de la durée relative de la phase d'appui liée à une diminution de la phase d'amortissement du membre pelvien. La durée relative de la phase de soutien augmente essentiellement par augmentation de la phase de ramener.

Influence de la vitesse sur l'activité musculaire

Les périodes d'activité musculaire observées sont globalement les mêmes que celles déjà rapportées chez le cheval (TOKURIKI *et al.* 1995). L'activité du FM commence dans le dernier tiers de la phase de soutien et se poursuit après le poser pendant la majeure partie de la phase d'appui alors que l'angle de la hanche augmente : le FM est un extenseur pur de la hanche. Le TFL est faiblement actif pendant la première moitié de la phase d'appui : il participe alors à la stabilisation du grasset qui a tendance à se fléchir sous l'influence du poids du corps. Il présente son activité maximale pendant la seconde moitié de la phase d'appui et la première moitié de la phase de soutien : il contribue alors à la flexion de la hanche, initiant la protraction du membre pelvien (ROBERT *et al.* 1999). La figure 4 représente les tracés EMG bruts obtenus à 3,5 et à 6 m.s⁻¹ chez un des chevaux.

La vitesse ne modifie pas le plan général d'activation musculaire. Néanmoins, elle induit des changements significatifs dans les début et fin d'activité et le niveau d'activation des muscles. L'activité du FM commence plus tôt dans le cycle de la foulée lorsque la vitesse augmente ($p < 0,05$) ; le décalage moyen est cependant relativement faible ($1,8 \pm 0,9$ % de la durée de la foulée). La fin de la période principale d'activité survient également plus tôt lorsque la vitesse augmente ($p < 0,05$) ; le décalage moyen est de $2,5 \pm 1,8$ % de la durée de la foulée. La durée de la

bouffée n'est pas significativement affectée par la vitesse (figure 5).

Le début et la fin d'activité du TFL surviennent plus précocement dans le cycle de la foulée aux vitesses les plus rapides ($p < 0,01$) ; les décalages moyens sont de $7,8 \pm 3,3$ et $6,9 \pm 4,6$ % de la durée de la foulée respectivement. La rela-

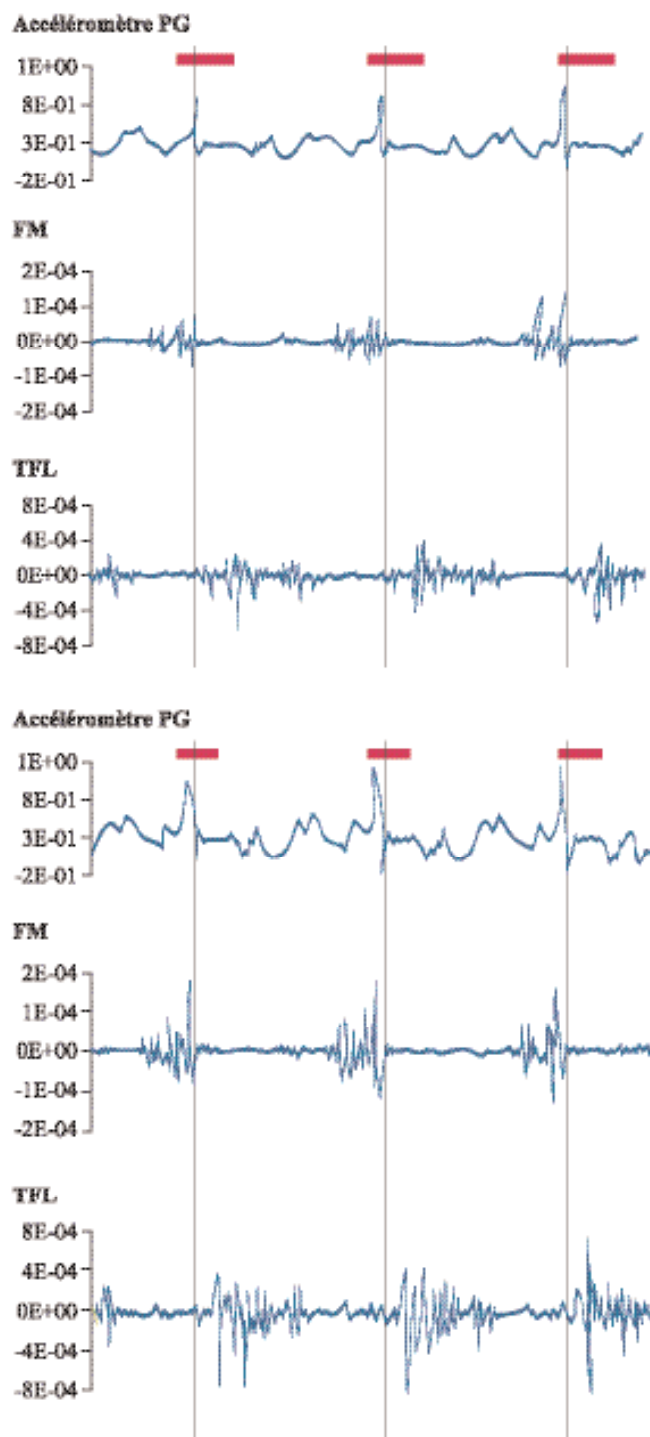


Figure 4 : Tracés accélérométriques et EMG bruts des muscles fessier moyen (FM) et tenseur du fascia lata (TFL) pendant 3 foulées successives à 3,5 et 6 m.s⁻¹. Les périodes d'activité musculaire apparaissent sous forme de bouffées. Les phases d'appui sont matérialisées par les barres horizontales et le poser par le trait vertical.

tion entre chaque changement d'intensité de l'activité et la vitesse est linéaire ($R^2 = 0,9$). La durée de la bouffée n'est pas significativement affectée par la vitesse (figure 5).

Les valeurs de l'IEMG montrent d'importantes variations en fonction de la vitesse. Pour les 2 muscles étudiés, l'IEMG moyen augmente linéairement avec la vitesse ($R^2 = 0,88$).

Influence de la vitesse sur la cinématique articulaire

Lorsque la vitesse augmente, la trajectoire du marqueur de la hanche s'abaisse ($p < 0,01$) pendant tout le cycle de la foulée (en moyenne -2 à $-3,7$ cm entre $3,5$ et 6 m.s⁻¹). Les valeurs extrêmes du décours vertical pendant la phase d'appui surviennent plus tôt dans le cycle de la foulée (en relation avec la diminution de la phase de la foulée correspondante). L'amplitude de mouvement de la hanche augmente avec la vitesse (figure 5), avec une augmentation de l'extension lors du lever ($p < 0,05$) et une augmentation de la flexion ($p < 0,05$) pendant la phase de protraction (jusqu'à $+4,2^\circ$) et au poser (jusqu'à $+4,5^\circ$ entre $3,5$ et 6 m.s⁻¹).

L'ensemble de la trajectoire du grasset s'abaisse elle aussi avec la vitesse ($p < 0,01$), avec des valeurs extrêmes pendant la phase d'appui plus précoces ($p < 0,05$). L'articulation du grasset est plus fléchie lors du poser (jusqu'à $+4,8^\circ$ entre $3,5$ et 6 m.s⁻¹) et pendant la phase d'amortissement. En revanche, l'articulation est plus ouverte ($p < 0,001$, $+2,5^\circ$ d'extension entre $3,5$ et 6 m.s⁻¹) lors du lever et plus fléchie (jusqu'à $3,6^\circ$ de flexion en plus) à mi-soutien (figure 5). L'extension pendant la phase d'embrasée diminue lorsque la vitesse augmente.

Discussion

Le but de ce travail était d'évaluer les effets de l'allongement du trot sur l'activité musculaire et les mouvements ostéo-articulaires. La corrélation de données EMG et cinématiques a permis de montrer que des variations de vitesse faibles (de l'ordre de $0,5$ à 1 m.s⁻¹) modifient significativement la mécanique locomotrice du cheval.

Protocole

Cette étude a été menée sur tapis roulant afin de maîtriser au maximum la vitesse du cheval. Les résultats doivent donc être considérés avec précaution dans le cadre d'une transposition au travail du cheval sur piste.

Les techniques employées font appel à des électrodes et des marqueurs collés sur la peau. Les déplacements cutanés peuvent donc conduire à des erreurs de position des capteurs et des marqueurs. Ainsi, les décours de la hanche et du grasset sont considérablement influencés par les mouvements cutanés (BACK *et al.* 1995a, 1995b). Les décours du jarret et du boulet donnent une description plus précise du mouvement du membre pelvien (BACK *et al.* 1995b). C'est pourquoi ils sont également étudiés même si seules les articulations les plus proximales sont mobilisées par les muscles étudiés.

Aucune étude ne s'est intéressée à l'évolution des déplacements cutanés avec la vitesse. Cependant, VAN WEEREN *et al.* (1990) ont montré que les déplacements cutanés au pas et au trot étaient peu différents dans les régions proximales des membres. Nous supposons donc que c'est également le cas au trot pour la gamme de vitesse considérée ici.

Comparaison des résultats avec d'autres études

La diminution de la durée de la foulée liée à l'augmentation de la vitesse a été rapportée à de nombreuses occasions chez le cheval. Ainsi, quand la vitesse est modifiée, la fréquence de foulée change avant la longueur de la foulée (ROONEY, 1984). La longueur de la foulée augmente linéairement et la fréquence de foulées non linéairement avec la vitesse chez le cheval au trot sur tapis roulant (LEACH et DREVEMO, 1991) comme chez le cheval monté (ROONEY *et al.* 1991, GALISTEO *et al.* 1998). De nombreux travaux présentent ainsi une corrélation négative entre la vitesse et la durée de la phase d'appui (CLAYTON, 1994 ; HOLMSTRÖM *et al.* 1995 ; McLAUGHLIN *et al.* 1996).

Les caractéristiques de l'activité électromyographique se trouvent modifiées avec la vitesse, de façon plus ou moins importante selon les muscles. Le plan d'activation des muscles n'est pas altéré dans sa structure lorsque la vitesse change. Ce phénomène bien établi chez l'homme (BOUISSET et MATON, 1995) ou le chat (ENGLISH, 1978a, 1978b) est déjà rapporté chez le cheval pour les muscles du membre pelvien (WENTINK, 1978). L'intensité globale de l'activité musculaire augmente avec la vitesse. Ces données confirment les résultats obtenus chez le cheval (HYYPÄ et HÄNNINEN, 1998), le chat (ENGBERG et LUNDBERG, 1969 ; SMITH *et al.* 1993) ou l'homme (BOUISSET et MATON, 1995).

L'augmentation de l'amplitude de mouvement articulaire (VAN WEEREN *et al.* 1993, HOLMSTRÖM *et al.* 1995) et des angles de protraction et de rétraction avec la vitesse (CLAYTON, 1994 ; GALISTEO *et al.* 1998) sont plusieurs fois décrites chez le cheval.

Explication mécano-fonctionnelle des résultats obtenus

Jusqu'à présent, nous avons présenté séparément les effets de la vitesse sur les paramètres de la foulée, l'activité musculaire et la cinématique articulaire. En fait, ces 3 éléments sont intimement liés et forment un système cohérent caractéristique du mouvement global des membres.

Lorsque la vitesse du tapis roulant augmente, le cheval accroît la fréquence de ses foulées. Il diminue la durée de la phase d'appui afin de réduire les frottements et d'emmagasiner plus d'énergie. Dans le même temps, la longueur des foulées et l'amplitude du mouvement augmentent. Les muscles doivent donc générer un travail plus important en un temps plus limité. Lorsque le cheval se déplace plus rapidement, plus de puissance est requise pour propulser

l'animal et effectuer plus rapidement un mouvement plus ample (WENTINK, 1978).

La contraction anticipée du FM et du TFL répond à la demande croissante d'extension respectivement de la hanche et du grasset et révèle un changement dans la stratégie de recrutement des unités motrices.

L'amplitude de la bouffée et de l'IEMG du FM et du TFL, c'est à dire de l'intensité de la contraction musculaire, augmente afin de fournir la puissance nécessaire à la réalisation du mouvement plus ample de la hanche et du grasset. L'augmentation de la flexion du jarret et de la hanche avec la vitesse va de pair avec une propulsion plus forte

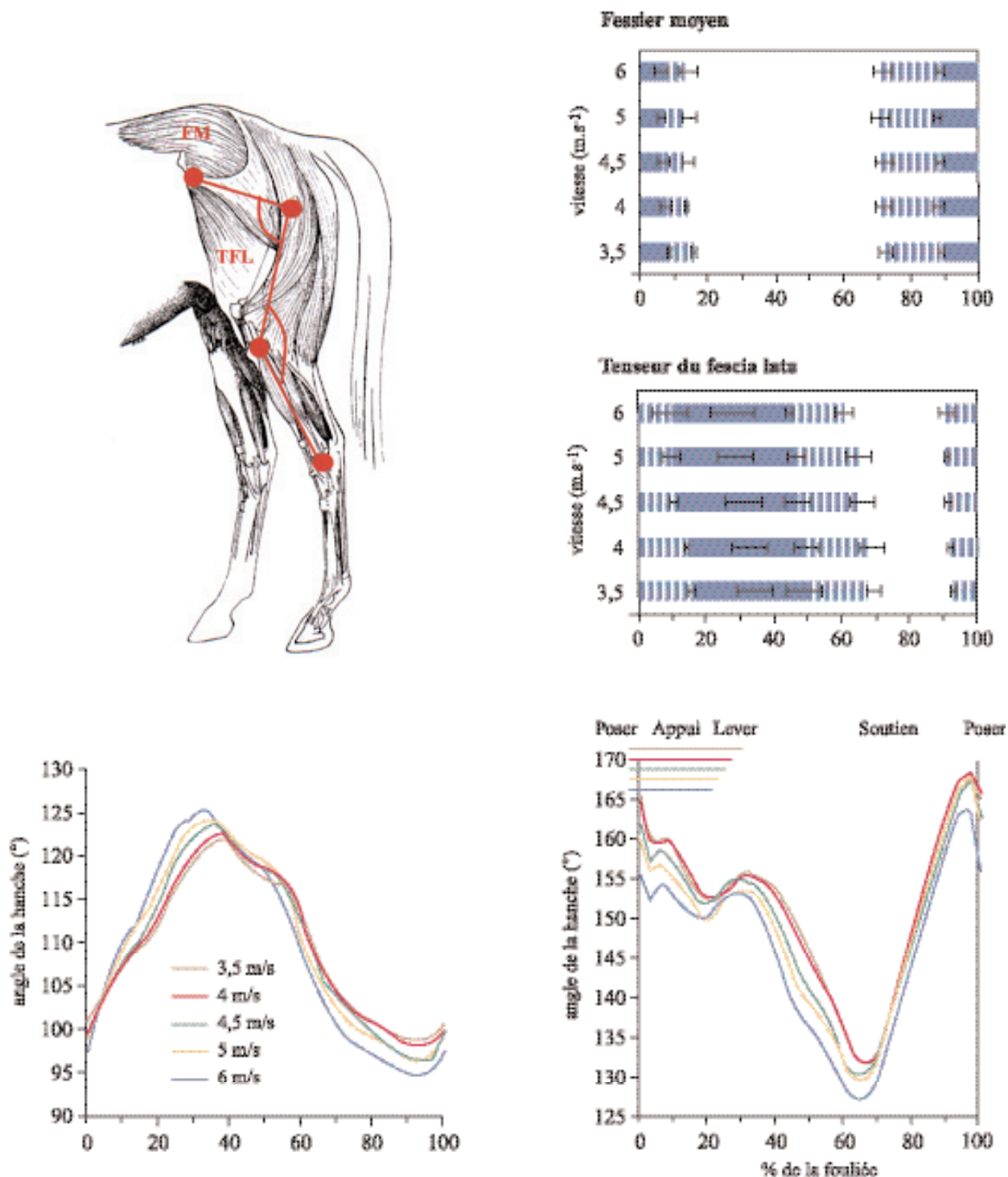


Figure 5 : Effets de la vitesse sur la mécanique du membre pelvien. Périodes moyennes d'activité des muscles fessier moyen et tenseur du fascia lata et décours angulaires de la hanche et du grasset sur une foulée normalisée. Les phases d'appui sont matérialisées par les barres horizontales

(VAN WEEREN *et al.* 1993) à l'origine de l'augmentation de vitesse (GALISTEO *et al.* 1998).

L'appareil musculo-squelettique génère donc l'augmentation de la vitesse du mouvement, mais il doit aussi s'y adapter, voire la subir. A vitesse élevée, les forces qui s'exercent sur les membres sont augmentées. Pendant la phase d'amortissement, le corps s'affaisse plus car le choc lors du poser est plus fort, mais aussi pour emmagasiner plus d'énergie. Cela se traduit par une plus grande fermeture des articulations et un abaissement de la trajectoire des membres (ROBERT *et al.* 2002). Pendant la phase d'appui, le cheval est amené à verrouiller ou simplement stabiliser certaines articulations comme le carpe, le coude ou le grasset (TOKURIKI et AOKI, 1995) pour éviter l'effondrement des membres sous l'effet combiné de la vitesse et du poids du corps. Pour cela, il sollicite plus fortement certains muscles. La coactivation du FM et du TFL (activité plus précoce de ce muscle) maintient l'ouverture de la hanche, et l'activité du TFL empêche la flexion excessive du grasset.

Une étude réalisée à l'aide de plates-formes de force a montré que les forces verticales et de freinage lors du poser et le choc à absorber augmentaient avec la vitesse (McLAUGHIN *et al.* 1996). L'augmentation de la vitesse du mouvement impose donc des phases de décélération ou de freinage plus intenses avant le poser. La contraction musculaire active aide alors à absorber le choc. Pendant la phase d'embranchée, la décélération des membres est induite par contraction excentrique et précoce des extenseurs (FM pour le membre pelvien) qui limite les effets de l'inertie. Lorsque le membre se pose, le FM, muscle rétracteur du

membre pelvien, s'oppose aux forces de freinage. L'amplitude de son activité augmente avec la vitesse du trot afin de contrebalancer le moment d'inertie qui agit comme fléchisseur de la hanche (et extenseur du genou).

En résumé, une augmentation de la vitesse, même de faible amplitude, génère des modifications de l'ensemble de la mécanique des membres. Les éléments les plus évidents sont l'augmentation de l'intensité de l'activité musculaire et de l'amplitude de mouvement articulaire. L'entraînement du cheval à vitesse élevée permet donc d'augmenter la charge de travail musculaire et d'assouplir les formations péri-articulaires et tendineuses. Mais il sollicite fortement l'ensemble du système myo-artro-squelettique. Ces résultats expliquent l'apparition souvent précoce de tendinites, de myopathies ou d'affections ostéo-articulaires chez les chevaux travaillant à vitesse élevée, comme les chevaux de course.

• CONCLUSION

L'évolution technique et informatique met à la disposition des laboratoires des outils performants pour l'étude globale de la locomotion chez le cheval. Leur utilisation nécessite d'avoir une rigueur méthodologique relevant de la « démarche qualité » et la prise en considération des limites de chaque technique dans l'interprétation des résultats. En revanche, elle apporte des données objectives dans un domaine où l'empirisme régnait depuis des siècles.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier le Professeur Jean-Marie DENOIX, Directeur de l'UMR de « Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval » qui a dirigé cette étude, ainsi que Jean-Paul VALETTE, Fabrice AUDIGIE et Philippe POURCELOT pour leur aide. Ce travail a été soutenu financièrement par l'INRA, la DGER et le COST des Haras Nationaux.

BIBLIOGRAPHIE

- AUDIGIE F (1999) *Analyse cinématique des troubles locomoteurs de chevaux au trot*. Thèse Doct. Sc., Univ. Paris XI-Orsay, 212 p.
- BACK W, BARNEVELD A, VAN WEEREN PR, VAN den BOGERT (1993) Kinematic gait analysis in equine carpal lameness. *Acta Anat.*, **146**, 86-89.
- BACK W, SCHAMHARDT HC, SAVELBERG HHCM, VAN den BOGERT AJ, BRUIN G, HARTMAN W, BARNEVELD A (1995a) How the horse moves: 1. Significance of graphical representations of equine forelimb kinematics. *Equine Vet. J.*, **27**, 31-38.
- BACK W, SCHAMHARDT HC, SAVELBERG HHCM, VAN den BOGERT AJ, BRUIN G, HARTMAN W, BARNEVELD A (1995b) How the horse moves: 2. Significance of graphical representations of equine hind limb kinematics. *Equine Vet. J.*, **27**, 39-45.
- BARREY E, HERMELIN M, VAUDELIN JL, POIREL D, VALETTE J-P (1994) Utilisation of an accelerometric device in equine gait analysis. *Equine Vet. J. Suppl.*, **17**, 7-12.
- BARREY E, DESBROSSE F (1996) Lameness detection using an accelerometric device. *Pferdeheilkunde*, **12**, 617-622.
- BENOIT P, BARREY E, REGNAULT J-C, BROCHET J-L (1993) Comparison of the damping effect of different shoeing by measurement of hoof acceleration. *Acta Anat.*, **146**, 109-113.
- BOUISSET S, MATON B (1995) *Muscles, posture et mouvement - Bases et applications de la méthode électromyographique*. Paris : Hermann, 735 p.
- CLAYTON HM (1991) *Conditioning Sport Horses*. Sport Horse Publications, Saskatoon, pp 219-220.
- CLAYTON HM (1994) Comparison of the stride kinematics of the collected, working, medium and extended trot in horses. *Equine Vet. J.*, **26**, 230-234.
- ENGBERG I, LUNDBERG A (1969) An electromyographic analysis of muscular activity in the hindlimb of the cat during unrestrained locomotion. *Acta Physiol. Scand.*, **75**, 614-630.
- ENGLISH AW (1978a) An electromyographic analysis of forelimb muscles during overground stepping in the cat. *J. Exp. Biol.*, **76**, 105-122.
- ENGLISH AW (1978b) Functional analysis of the shoulder girdle of cats during locomotion. *J. Morphol.*, **156**, 279-292.
- GALISTEO AM, CANO MR, MORALES JL, VIVO J, MIRO F (1998) The influence of speed and height at the withers on the kinematics of sound horses at the handled trot. *Vet. Res. Communications* pp 415-423.
- HEILES P (1995) *Mise au point d'un protocole simple pour la détermination des durées des différentes phases de la foulée chez le cheval*. Mémoire de DEA, Univ. Paris XI- Orsay, 29 p.
- HENRY G (1996) *Les assouplissements du cheval*. édition HippoThèque, Langres, Crépin-Leblond, 80 p.
- HOLMSTRÖM M, FREDRICSON I, DREVEM, S (1995) Biokinematic effects of collection on the trotting gaits in the elite dressage horse. *Equine Vet. J.*, **27**, 281-287.
- HYYPPÄ S, HÄNNINEN O (1998) Application of surface electromyography in horses during physical exercise. In: *Comptes rendus du CESMAS*, Cordoba (Espagne), pp 156-162.
- JANSEN MO, VAN RAAIJ JAGM, VAN DEN BOGERT AJ, SCHAMHARDT HC, HARTMAN W (1992) Quantitative analysis of computer-averaged electromyographic profiles of intrinsic limb muscles in ponies at the walk. *Am. J. Vet. Res.*, **53**, 2343-2349.
- JÖNHAGEN S, ERICSON MO, NEMETH G, ERIKSSON E (1996) Amplitude and timing of electromyographic activity during sprinting. *Scand. J. Med. Sc. Sports*, **6**, 15-21.
- KEEGAN KG, WILSON DA, WILSON DJ, SMITH B, GAUGHAN EM, PLEASANT RS, LILLICH JD, KRAMER J, HOWARD RD, BACON-MILLER C, DAVIS EG, MAY KA, CHERAMIE HS, VALENTINO WL, VAN HARREVELD PD (1998) 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.*, **59**, 1370-1377.
- LANYON LE (1971) Use of an accelerometer to determine support and swing phases of a limb during locomotion. *Am. J. Vet. Res.*, **32**, 1099-1101.
- LEACH DH, DREVEMO S (1991) Velocity-dependent changes in stride frequency and length of trotters on a treadmill. In: *Comptes rendus du Third International Conference on Equine Exercise Physiology*, Uppsala (Suède), 136-140.
- MARCELLA KL, LEIMBACH J (1998) Why resist? Traditional methods for equine strength training are slowly being replaced as human resistance training is adapted for equine athletes. *Equine Athlete*, **11**, 17-21.
- MCLAUGHLIN RM, GAUGHAN EM, ROUSH JK, SKAGGS CL (1996) Effects of subject velocity on ground reaction and stance times in clinically normal horses at the walk and trot. *Am. J. Vet. Res.*, **57**, 7-11.
- MERO A, KOMI PV (1987) Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. *Medicine Sc. Sport Ex.*, **19**, 266-274.
- POURCELOT P (1999) *Développement d'un système d'analyse cinématique 3-D - Application à l'étude de la symétrie locomotrice du cheval au trot*. Thèse Doct. Sc., Univ. Paris XII-Val de Marne. 169 p.
- RATZLAFF MH, GRANT BD, RATHGEBER-LAWRENCE R, KUNKA KL (1995) Stride rates of horses trotting and cantering on a treadmill. *J. Equine Vet. Sc.*, **15** (6), 279-283.
- ROBERT C, VALETTE J-P, DEGUEURCE C, DENOIX J-M (1999) Correlation between surface electromyography and kinematics of the hindlimb of horses at trot on a treadmill.

- Cells Tiss. Org.*, **165**, 113-122.
- ROBERT C, VALETTE J-P, DENOIX J-M (2000) The effects of treadmill inclination and speed on the activity of two hindlimb muscles in the trotting horse. *Equine Vet. J.*, **32**, 312-317.
 - ROBERT C (2000) *Etude de la locomotion du cheval au trot par électromyographie de surface et cinématique*. Thèse Doct. Sc., Univ. Paris XI-Orsay, 194 p.
 - ROBERT C, VALETTE J-P, DENOIX J-M (2001) The effects of treadmill inclination and speed on the activity of three trunk muscles in the trotting horse. *Equine Vet. J.*, **33**, 466-472.
 - ROBERT C, VALETTE J-P, POURCELOT P, AUDIGIÉ F, DENOIX J-M (2002) Effects of trotting speed on muscle activity and kinematics in saddlehorses. *Equine Vet. J., Suppl.*, **34**, 295-301.
 - ROONEY JR (1984) Preliminary observations on stride length and frequency in relation to velocity of horses. *J. Equine Vet. Sc.*, **4**, 33-34.
 - ROONEY JR, THOMPSON KN, SHAPIRO R (1991) A contribution to the study of velocity, stride length and frequency in the horse. *Equine Vet. Sc.*, **11**, 208-209.
 - SCHAMHARDT HC, MERKENS HW (1994) Objective determination of ground contact of equine limbs at the walk and trot: comparison between ground reaction forces, accelerometer data and kinematics. *Equine Vet. J., Suppl.*, **17**, 75-79.
 - SHERIF MH (1983) Correlation of myoelectric activity and muscle force during selected cat treadmill locomotion. *J. Biomech.*, **16**, 691-701.
 - SMITH JL, CHUNG SH, ZERNICKE RF (1993) Gait-related motor patterns and hindlimb kinetics for the cat trot and gallop. *Exp. Brain Res.*, **94**, 908-322.
 - TOKURIKI M, AOKI O, NIKI Y, KURAKAWA Y, HATAYA M, KITA T (1989) Electromyographic activity of cubital joint muscles in horses during locomotion. *Am. J. Vet. Res.*, **50**, 950-957.
 - TOKURIKI M, AOKI O (1995) Electromyographic activity of the hindlimb muscles during the walk, trot and canter. *Equine Vet. J., Suppl.*, **18**, 152-155.
 - VAN WEEREN PR, VAN DEN BOGERT AJ, BARNEVELD A (1990) A quantitative analysis of skin displacement in the trotting horse. *Equine Vet. J., Suppl.*, **9**, 101-109.
 - VAN WEEREN PR, VAN DEN BOGERT AJ, BACK W, BRUIN G, BARNEVELD A (1993) Kinematics of the Standardbred trotter measured at 6, 7, 8 and 9 m/s on a treadmill, before and after 5 months of prerace training. *Acta Anat.*, **146**, 154-161.
 - VAN WESSUM R, OLDRUITENBORGH-OOSTERBAAN MMS, CLAYTON HM (1999) Electromyography in the horse in veterinary medicine and in veterinary research - a review. *Vet. Quart.*, **21**, 3-7.
 - WENTINK GH (1978) Biokinetical analysis of the movements of the pelvic limb of the horse and the role of the muscles in the walk and the trot. *Anat. Embryol.*, **152**, 261-272.
 - WILLEMEN MA, SAVELBERG HHCM, BRUIN G, BARNEVELD A (1994) The effect of toe weights on linear and temporal stride characteristics of standardbred trotters. *Vet. Quart.*, **16** (Suppl. 2), 97-100.
 - WINTER DA, YACK HJ (1987) EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, **67**, 402-411.