

ACOUSTODYNAMOMÉTRIE : UN PROCÉDÉ INNOVANT DE MESURE NON-INVASIVE DE LA FORCE QUI S'EXERCE DANS UN TENDON AU COURS DU MOUVEMENT

ACOUSTODYNAMOMETRY : AN INNOVATING NON-INVASIVE TECH- NIQUE USED TO MEASURE TENDON LOAD DURING MOVEMENT

Par Nathalie CREVIER-DENOIX⁽¹⁾, Bérangère RAVARY⁽²⁾, Jean-Marie DENOIX⁽³⁾ et Philippe POURCELOT⁽⁴⁾
(communication présentée le 4 mai 2006)

RÉSUMÉ

Un procédé original de mesure de la force qui s'exerce dans un tendon, chez le Cheval ou l'Homme en mouvement, a été mis au point. Cette technique non-invasive repose sur une relation, démontrée expérimentalement *in vitro*, sur tendons et membres isolés, entre la vitesse des ultrasons dans un tendon et la force qui s'applique sur celui-ci. Un prototype adapté au tendon fléchisseur superficiel du doigt du cheval a été réalisé. La reproductibilité des mesures, évaluée chez cinq chevaux, au pas et au trot, est très bonne chez un même individu, mais il existe des différences nettes entre sujets, à la fois dans la forme des tracés et dans les niveaux de vitesse des ultrasons observés. Ces différences sont apparues étroitement liées à l'aplomb digital des chevaux. Le procédé ainsi validé a permis d'évaluer l'effet de quatre types de ferrures correctrices, comparées à un fer standard, sur sol dur et sur sol meuble.

Mots-clés : cheval, tendon, force, ultrasons, ferrure.

SUMMARY

A novel technique was developed to measure the tendon load in people and in horses in motion. This non-invasive technique is based on a relation, demonstrated experimentally *in vitro* on isolated tendons and limbs, between the velocity of ultrasound in the tendon and the load to which it is subjected. A prototype was created to examine the equine superficial digital flexor tendon. The reproducibility of these measurements assessed in five horses was very good in a given subject, but marked differences were observed between the animals, in terms of plot shape and ultrasound velocity. These differences appeared directly related to the horse's digital standing conformation. The technique thus validated was then used to examine the effect of four types of orthopaedic shoes compared to a standard shoe, on hard as well as soft ground.

Key-words : horse, tendon, load, ultrasounds, shoeing.

(1) DVM, Professeur Agrégé, PhD.

(2) DVM, PhD.

(3) DVM, Professeur Agrégé, PhD.

(4) Ingénieur, PhD.

UMR INRA-ENVA 957 « Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval », École Nationale Vétérinaire d'Alfort, 7, av. Gén. de Gaulle, 94704 Maisons-Alfort cedex

PROBLÉMATIQUE-CONTEXTE

Les lésions tendineuses et ligamentaires sont fréquentes chez le sportif, qu'il soit humain ou animal. Chez le cheval, les tendinopathies (« tendinites ») représentent une dominante pathologique, en particulier chez les chevaux de course, chez lesquels ces affections ont un fort impact économique compte tenu de l'interruption souvent prolongée, voire l'arrêt complet, de la carrière sportive de l'animal, qu'elles provoquent.

Les tendinopathies du cheval sont essentiellement d'origine mécanique : il s'agit de lésions « de fatigue », avec rupture de fibres tendineuses (Denoix & Crevier-Denoix, 2003). Dans ce cadre, mesurer la force (tension) qui s'exerce dans un tendon au cours du mouvement présente un intérêt certain, que ce soit pour étudier les circonstances d'apparition des lésions, ou pour évaluer l'effet de mesures destinées à gérer ces affections et à prévenir leurs récurrences (ex. ferrures correctrices).

Par ailleurs, quantifier la force qui s'exerce dans un tendon, par exemple dans le tendon rotulien chez l'Homme, permet d'apprécier indirectement la force développée par le muscle correspondant, ici dans le muscle quadriceps fémoral. Ce deuxième type d'application concerne notamment le domaine de la physiologie et de la pathologie neuro-musculaires, ainsi que celui de la rhumatologie au sens large.

Pourtant, mesurer *in vivo* et *a fortiori* au cours du mouvement, la force à laquelle est soumis un tendon, constitue un défi technologique, tant chez l'Homme que chez l'animal (Ravary *et al.* 2004). Jusqu'ici, deux types d'approches ont été mises en œuvre :

- des approches directes et invasives : elles consistent à implanter le dispositif de mesure (jauges de déformation, capteurs à boucle, fibres optiques, etc.) dans ou autour du tendon (Stephens *et al.* 1989 ; Komi *et al.* 1992 ; Jansen *et al.* 1993 ; Riemersma *et al.* 1996 ; Erdemi *et al.* 2002). Ces méthodes, lourdes à mettre en œuvre, posent évidemment des problèmes d'ordre éthique et de ce fait, ne sont pratiquement utilisées que dans des conditions de laboratoire, principalement chez des poneys et aux allures lentes ;

- une approche indirecte et non-invasive : il s'agit non plus de mesurer mais de calculer les efforts dans les tendons, à partir d'un modèle anatomique du membre⁽⁵⁾. Ce calcul nécessite de connaître les forces de réaction au sol, externes au système, ainsi que la cinématique du membre. Cette approche par le calcul, qui porte le nom de dynamique inverse, présente toutefois des limites (Van den Bogert 1989). Celles-ci sont liées aux incontournables approximations anatomiques du modèle, ainsi qu'aux imprécisions inhérentes aux techniques mises en œuvre pour la mesure des forces externes : celles liées à la détermination du point d'application des forces sur une plate-forme de forces et pour l'analyse cinématique, celles liées à l'utilisation de marqueurs cutanés. Par ailleurs, la mise en œuvre de cette approche nécessite un lourd et coûteux plateau technique.

Dans ce contexte scientifique, l'UMR INRA-ENVA 957 de

Biomécanique et Pathologie Locomotrice du Cheval (BPLC), a mis au point un procédé entièrement non-invasif, utilisable chez le sujet en mouvement et permettant de mesurer la force qui s'exerce dans un tendon ou un ligament superficiel. Ce procédé, basé sur la propagation d'ultrasons dans le tendon, peut être qualifié d'« acoustodynamométrie ».

L'essentiel des travaux présentés dans cet article ont fait l'objet d'une thèse de Doctorat d'Université (Ravary 2005).

PRÉSENTATION DU PROCÉDÉ

Appareil de mesure

La description qui suit correspond au dispositif de mesure conçu et développé pour une utilisation chez le cheval en mouvement. L'appareil est composé d'une sonde ultrasonore, comportant un émetteur à la fréquence d'un MHz et cinq récepteurs. Cette sonde est connectée à un module électronique qui permet de gérer l'émission, la réception et le stockage des signaux ultrasoniques. Les signaux reçus par chacun des récepteurs sont digitalisés (conversion d'une tension en valeur numérique), puis stockées temporairement en RAM (random access memory). Une fois l'enregistrement terminé, les signaux ultrasoniques sont sauvegardés sur le disque dur interne du module. À la fin de la session, ces données sont récupérées sur un ordinateur, après que celui-ci ait été connecté au module.

Le traitement des signaux ultrasoniques est ensuite effectué ; il permet de déterminer le temps nécessaire à l'onde d'ultrasons pour parcourir la distance séparant l'émetteur de chacun des récepteurs. La vitesse des ultrasons retenue correspond à la propagation de l'onde entre les deux récepteurs les plus éloignés l'un de l'autre.

Démonstration *in vitro*

L'acoustodynamométrie repose sur l'existence d'une relation, démontrée expérimentalement *in vitro*, entre la force qui s'exerce dans un tendon lorsque celui-ci est soumis à une traction, et la vitesse des ultrasons dans l'axe du tendon.

Des tests de traction réalisés sur des tendons isolés de cheval, comme le tendon fléchisseur superficiel du doigt (TFSD ou « tendon perforé »), ont en effet montré que **plus la force développée dans le tendon est élevée, plus l'onde des ultrasons atteint rapidement les récepteurs donc, plus la vitesse des ultrasons est grande** (figure 1) (Pourcelot *et al.* 1995a).

Cette relation, de type logarithmique, a également été observée lors des tests de compression sur membres isolés : la compression verticale d'un membre antérieur de cheval, sectionné à l'extrémité distale de l'humérus, provoque une extension de l'articulation métacarpo-phalangienne ou boulet, donc une tension du TFSD, similaire à ce qui est observé *in vivo* lors de l'appui. Lors de ces tests, a été évaluée l'influence de la peau et des formations anatomiques sous-jacentes au TFSD : le tendon flé-

(5) Comportant sous forme numérique des informations telles que : longueur des rayons osseux, position des centres articulaires dans l'espace, bras de levier des insertions tendineuses par rapport aux articulations, ...

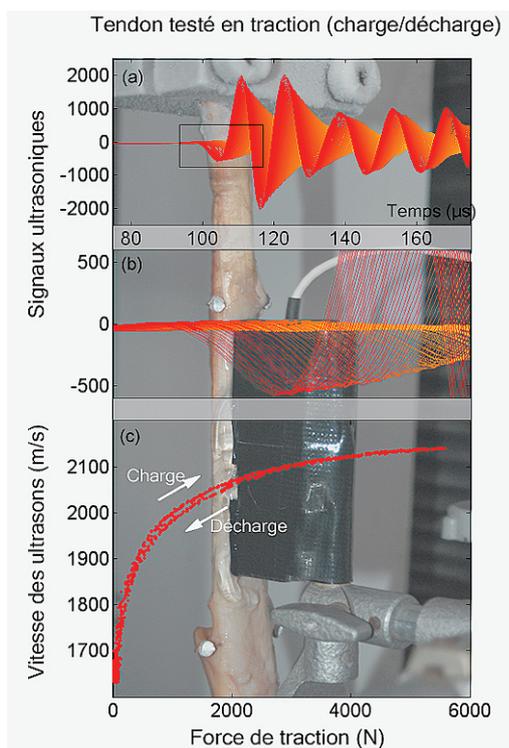


Figure 1: Évolution de la vitesse des ultrasons dans un tendon soumis à une traction.

Fond de la figure: tendon fléchisseur superficiel du doigt de cheval soumis à un test en traction; la sonde émettrice des ultrasons (noire) est appliquée contre la face palmaire du tendon.

- (a) Évolution des signaux reçus au cours de la phase de traction. Comme le montre l'agrandissement.
- (b) Les signaux arrivent de plus en plus tôt sur le récepteur au fur et à mesure que la force augmente.
- (c) Relation entre la vitesse des ultrasons dans le tendon et la force de traction exercée sur celui-ci.

chisseur profond du doigt, le muscle interosseux III, l'os métacarpien III. Ces travaux ont permis de conclure qu'à la réception, le début du signal correspond bien à l'onde qui s'est propagée dans le TFSD (tendon situé en position sous-cutanée) et qu'il n'est altéré par la présence ni de la peau, ni des formations anatomiques sous-jacentes (Pourcelot et al. 1995a).

Reproductibilité des mesures *in vivo*

Avant d'appliquer cette technique à l'évaluation de l'effet de ferrures correctrices, il convenait de contrôler au préalable la reproductibilité des mesures de vitesse des ultrasons chez le cheval en mouvement. Une étude préliminaire a été menée sur cinq chevaux d'âge, de format et d'aplomb digital différents. Les vitesses ont été comparées au cours de cinq passages du cheval, chaque passage comprenant une dizaine de foulées, au pas et au trot, le capteur étant repositionné entre deux passages successifs d'une même allure.

Protocole

Préparation de l'animal, contention du dispositif de mesure

La région métacarpienne palmaire du membre antérieur droit de chaque cheval est tondu; la peau située en regard du cap-

teur est dépilée à l'aide d'une crème dépilatoire, puis largement humidifiée. Une guêtre, percée d'une fenêtre, est placée autour de la région préparée; on applique un gel de contact sur la face active de la sonde avant sa mise en place dans cette fenêtre (figure 2). Le module électronique est fixé sur une selle adaptée, placée sur le dos du cheval.

Protocole spécifique

Cinq séries d'enregistrements, comprenant chacune deux passages (un aller au pas et un retour au trot), sur une piste en caoutchouc de 15 m, ont été réalisées pour chacun des cinq chevaux. Entre deux séries successives, l'ensemble guêtre et capteur a été retiré, la peau a été nettoyée et réhumidifiée et l'ensemble du dispositif, remis en place.

Pour chaque cheval, à partir du tracé enregistré à chaque passage, la moyenne des valeurs obtenues au cours de cinq foulées successives fournit la valeur de la « foulée moyenne », représentative du passage. L'effet du repositionnement du capteur est évalué pour chaque cheval par l'écart-type du tracé moyen issu des cinq foulées moyennes correspondant aux cinq passages, au



Figure 2: Dispositif de mesure.

La sonde (composée d'un émetteur à 1 MHz et de cinq récepteurs), recouverte de gel, est placée contre la région du tendon à travers une guêtre fenêtrée (A). L'ensemble est ensuite maintenu en position par une bande élastique. La sonde est connectée au module électronique de commande et de stockage des signaux ultrasonores; celui-ci, fixé à une selle, est placé sur le dos du cheval (B).

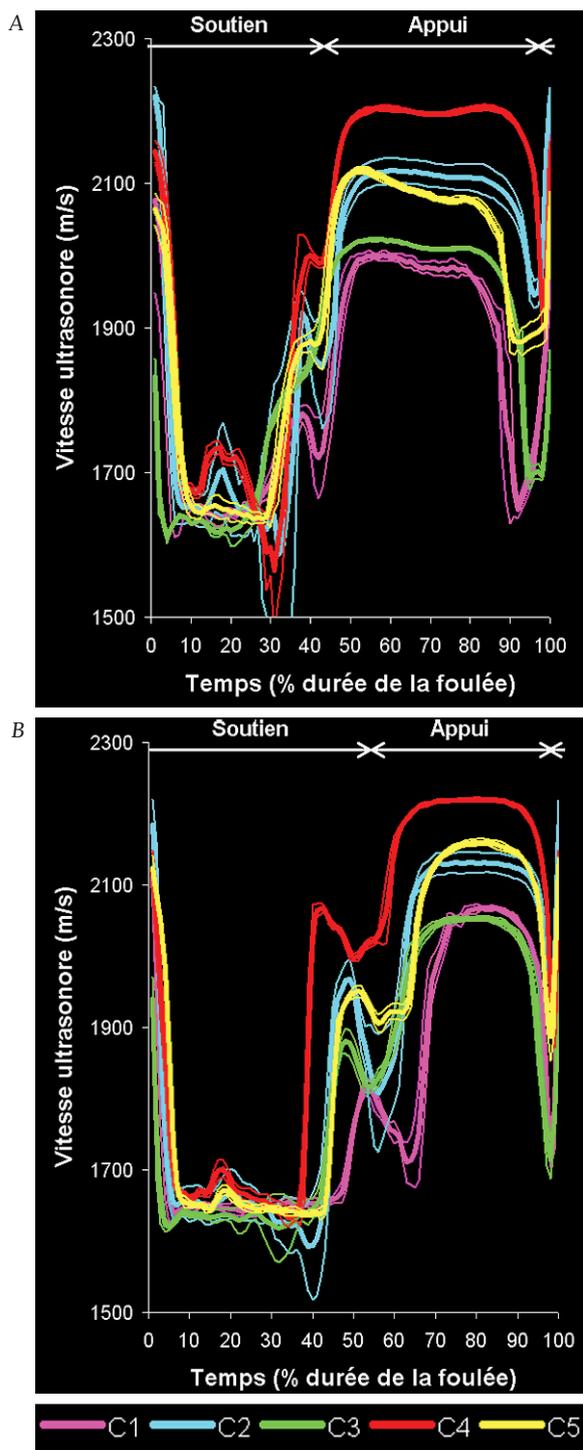


Figure 3 : Variabilité intra- et inter-individuelle des mesures de la vitesse des ultrasons dans le tendon fléchisseur superficiel du doigt au pas (A) et au trot (B) chez cinq chevaux.

Pour chaque cheval, de C1 à C5, le tracé correspond à la moyenne (\pm écart-type) des valeurs des cinq foulées moyennes (celles-ci correspondent aux cinq passages du cheval, la sonde étant repositionnée entre deux passages successifs).

Aux deux allures, on observe que le bandeau d'écart-type est dans l'ensemble très étroit pendant la phase d'appui (faible variabilité intra-individuelle). En revanche, les tracés des cinq chevaux sont différents, à la fois dans leur forme et dans les niveaux de la vitesse des ultrasons. Une relation linéaire a été mise en évidence entre la vitesse des ultrasons au moment des pics (pas et trot) et l'aplomb digital des chevaux. Le cheval C1 (tracé rose) est droit jointé, le cheval C4 (tracé rouge) est bas jointé.

pas comme au trot ; seule la phase d'appui de la foulée a été prise en considération pour ce calcul. Pour chaque allure, la variabilité intra-individuelle liée au repositionnement du capteur, chez les cinq chevaux, est représentée par la moyenne des cinq écart-types correspondants.

Résultats et discussion

La figure 3 présente les tracés moyens superposés des cinq chevaux, au pas et au trot. La variabilité liée au repositionnement du capteur (écart-type moyen : 14 m/s) représente environ 5 % de l'amplitude de la variation des vitesses des ultrasons, au cours de la phase d'appui, au pas comme au trot. Cette variabilité est faible et l'on peut considérer que chez un même individu, on obtient une bonne précision de cette mesure. Toutefois, les tracés correspondant aux cinq chevaux de l'étude apparaissent différents, à la fois dans leur forme et dans les valeurs de vitesses observées, aussi bien au pas qu'au trot.

Aucune relation n'a été mise en évidence entre la vitesse des ultrasons et l'âge ou le poids des chevaux. En revanche, une relation linéaire remarquable a été observée entre l'intensité des pics de vitesse et l'aplomb digital des chevaux : plus l'angle dorsal du boulet est faible (aplomb bas-jointé), plus la vitesse est élevée, et inversement (r^2 de 0,9 au pas, de 0,8 au trot).

Il n'est pas possible pour l'instant d'effectuer un véritable étalonnage des mesures *in vivo* : la relation permettant de convertir les vitesses des ultrasons exprimées en m/s, en forces exprimées en Newton, ne peut être établie qu'après un test en traction sur le tendon isolé. Toutefois, les observations précédentes suggèrent que la tension du tendon perforé (TFSD) est supérieure chez les chevaux bas-jointés à celle des chevaux droit-jointés. Mais cela ne signifie pas que les chevaux bas-jointés sont prédisposés aux tendinites du perforé ; en effet, ce tendon est chez eux probablement mieux adapté à cette tension supérieure.

La conversion approximative des vitesses des ultrasons en forces peut néanmoins être faite en considérant que la relation qui lie les deux paramètres est de type logarithmique et en utilisant des données de la littérature (Merkens *et al.* 1986 ; Jerbi *et al.* 2000). La forme générale des tracés obtenus après cette conversion est très proche de celle décrite par les auteurs des études antérieures qui ont travaillé avec des méthodes invasives (Stephens *et al.* 1989 ; Jansen *et al.* 1993 ; Riemersma *et al.* 1996). Toutefois, aucun des auteurs précédents n'avait décrit jusqu'ici de différences individuelles. Celles-ci, très nettes sur nos tracés, confirment, de façon objective, les différences que l'on peut déceler à l'examen visuel au cours du pas et du trot chez les cinq chevaux, dans la cinématique de leurs membres.

De cette étude préliminaire, on peut déjà conclure que la reproductibilité des mesures chez un même individu est bonne, voire très bonne (variabilité égale à environ 5 % du phénomène étudié). Mais, compte tenu des variations inter-individuelles observées sur les tracés de vitesses, chaque cheval doit être considéré comme sa propre référence si l'on souhaite comparer différentes conditions, par exemple, l'effet de différentes ferrures.

APPLICATION : ÉVALUATION DE L'EFFET DES FERRURES

La maréchalerie occupe une place de choix dans la gestion des tendinopathies chez le cheval. En effet, les modifications d'appui du pied (telles que celles induites par la ferrure) entraînent des variations d'angle des articulations digitales. Ces variations ont été démontrées par des méthodes radiographiques (Denoix 1985; Crevier-Denoix *et al.* 2001) et cinématique (Chateau *et al.* 2004). La tension des tendons palmaires de la main du cheval étant en grande partie conditionnée par les angles articulaires de la partie distale du membre (Denoix 1994), il est logique que les modifications d'appui du pied, en particulier dans le plan sagittal, aient également des répercussions sur la tension des tendons. Toutefois, l'absence de méthodes de mesure non-invasives a jusqu'ici considérablement limité les investigations dans ce domaine. C'est ainsi que l'effet des ferrures sur la tension du tendon fléchisseur superficiel du doigt, qui n'a été évalué à ce jour qu'à travers quelques rares travaux utilisant des méthodes invasives, est encore controversé.

En collaboration avec les maréchaux-ferrants de la Garde Républicaine, nous avons entrepris une étude pour évaluer l'effet de quatre types de ferrures correctrices, utilisées sur deux types de sol.

Protocole

La préparation de l'animal et la contention du dispositif de mesure sont identiques à ce qui a été décrit dans l'étude précédente.

En ce qui concerne le protocole spécifique à cette expérimentation, quatre chevaux trotteurs français ont été équipés, sur leurs deux antérieurs préalablement parés, de fers de support brochés, auxquels ont été fixés des fers amovibles (fer standard/fer à l'envers/fer à pince couverte et éponges étroites). L'interposition, en pince ou en talons, d'une cale de six degrés entre le fer de support et le fer standard, permet de reproduire une élévation d'autant de la pince ou des talons.

On laisse le cheval s'habituer à chaque nouvelle ferrure pendant cinq à dix minutes, puis l'effet de chaque ferrure a été évaluée au cours de trois passages successifs au pas, sur un sol d'asphalte ou de sable.

À partir du tracé de la vitesse des ultrasons correspondant à chaque passage, les valeurs enregistrées au cours de dix foulées successives, ont été moyennées de façon à obtenir la valeur d'une « foulée moyenne », représentative du passage. Pour chaque ferrure, testée sur un sol donné (élévation de la pince et des talons, sur l'asphalte; fer à l'envers et fer à pince couverte, sur le sable), les enregistrements sont réalisés au cours de trois passages successifs et un tracé moyen est obtenu à partir des valeurs des trois « foulées moyennes » correspondantes. Superposées sur le même graphique, les courbes permettent de comparer les effets des différentes conditions expérimentales.

Résultats et discussion

La *figure 4* permet de comparer l'effet de l'élévation de la pince et des talons par rapport à un fer standard, chez le cheval au pas sur l'asphalte. L'élévation des talons provoque une augmentation de la vitesse des ultrasons, donc de la tension du TFSD, mais également une augmentation de la durée de sa mise en charge, au cours de l'appui. Les effets sont significatifs chez les quatre chevaux. L'élévation de la pince entraîne les effets inverses, mais moins marqués que ceux provoqués par l'élévation des talons; seule la diminution de la durée de mise en charge du tendon est significative.

Ces résultats sont cohérents avec les données de biomécanique articulaire déjà publiées (Chateau *et al.* 2004) : au pas, l'élévation des talons sur un sol ferme entraîne une extension du boulet, supérieure à ce qui est observé avec un fer standard, or l'extension du boulet accroît la tension du TFSD (Denoix 1994). Une conversion approximative des vitesses en forces permet d'estimer qu'en moyenne sur les quatre chevaux, l'élévation des talons induit une augmentation d'environ 13 %, et l'élévation

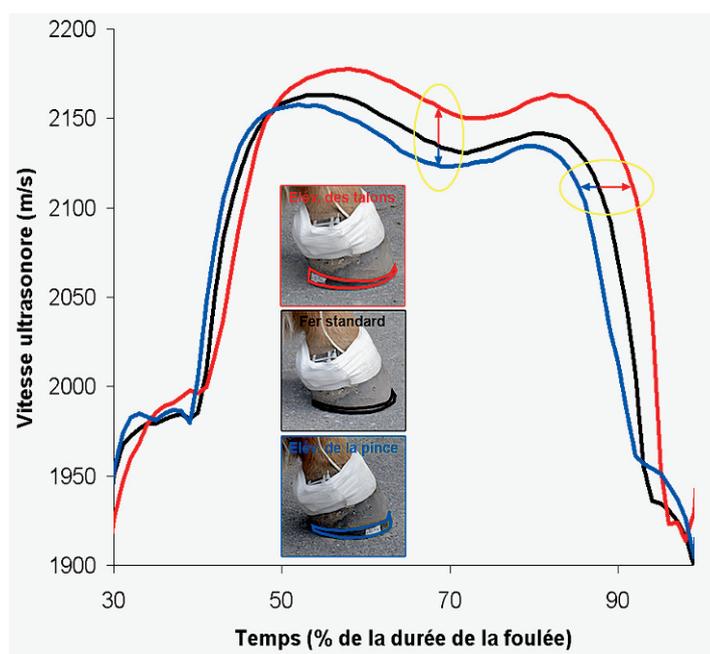


Figure 4 : Évolution de la tension du tendon fléchisseur superficiel du doigt, appréciée par la variation de la vitesse des ultrasons dans le tendon, lors de l'élévation de la pince et des talons, au pas.

Seule la phase d'appui est représentée, les résultats étant obtenus chez le même sujet. Les courbes rouge et bleue correspondent à l'évolution de la vitesse des ultrasons lorsque le cheval est équipé d'un fer permettant l'élévation des talons (en rouge) ou de la pince (en bleu). La courbe noire traduit l'évolution du même paramètre lorsque le cheval porte un fer standard.

L'élévation des talons entraîne à la fois une augmentation significative de la tension maximale du tendon et un allongement significatif de la durée de sa mise en charge au cours de l'appui. Les effets inverses sont observés lors de l'élévation de la pince, mais ceux-ci sont plus discrets.

de la pince, une diminution d'environ 7 %, de la tension du TFSD par rapport à un fer standard. Les résultats vont aussi dans le sens de ce qui a été observé dans les deux seules autres études qui ont, à ce jour, cherché à quantifier ces effets *in vivo*, en utilisant des méthodes invasives. Néanmoins, les données dont elles font état n'ont pas été soumises à une analyse statistique (Stephens *et al.* 1989), ou les différences n'étaient pas significatives (Riemersma *et al.* 1994).

L'utilisation du procédé ultrasonore a permis de démontrer, pour la première fois, un effet de l'élévation de la pince et des talons sur la durée de mise en charge du tendon perforé au cours de la phase d'appui (*figure 4*). Ces effets, qui sont à mettre en relation avec les modifications cinématiques de la partie distale du membre induites par la ferrure, en particulier au cours de la phase de propulsion, n'avaient jamais été décrits auparavant.

L'utilisation d'un fer à l'envers, préconisée lors de maladie naviculaire, sur un sol meuble entraîne les mêmes effets que l'élévation des talons testée sur un sol dur : dans un sol meuble, le fer à l'envers s'oppose à l'enfoncement des talons mais favorise celui de la pince, reproduisant, en dynamique, l'orientation du pied induite par l'élévation des talons. De même, notre étude a montré qu'un fer à pince couverte et éponges étroites utilisé sur un sol meuble, induit les mêmes effets que l'élévation de la pince testée sur un sol dur : ce fer favorise en effet l'enfoncement des talons et s'oppose à celui de la pince.

Ces travaux ont ainsi démontré expérimentalement que l'élévation des talons, tout comme un fer à l'envers, sont contre-indiqués lors de tendinite récente du tendon perforé, alors qu'un fer à pince couverte et éponges étroites est au contraire indiqué.

BILAN ET PERSPECTIVES

L'acoustodynamométrie fournit une mesure directe et non-invasive de la force qui s'exerce dans un tendon superficiel, chez le sujet en mouvement. Cette mesure est reproductible chez un même individu ; en revanche, d'importantes différences inter-individuelles, aussi bien qualitatives (forme des tracés) que quantitatives (tension du tendon), ont été mises en évidence.

Une technique d'étalonnage, qui doit être aussi non-invasive, reste à mettre au point. Néanmoins, il est d'ores et déjà possible de comparer, chez un même individu, différentes conditions, par exemple différentes ferrures ou différents sols.

L'acoustodynamométrie est ainsi utilisée actuellement pour quantifier l'effet de la nature des pistes équestres sur la tension du tendon perforé. Dans ce cadre, les enregistrements ont lieu à grande vitesse (40 km/h environ), ce qui démontre la faisabilité des mesures dans des conditions d'exercice sportif intense.

Le procédé a été utilisé avec succès chez l'Homme (tendon d'Achille et tendon rotulien), en collaboration avec le GIP (Groupement d'Intérêt Public) « Ultrasons » du CHU Bretonneau de Tours (Defontaine *et al.* 2003), et avec le département de *Biomedical engineering* de la Cleveland Clinic Foundation (États-Unis) (Pourcelot *et al.* 2005b, 2006). Dans ce second travail, les tracés de vitesse des ultrasons ont été comparés à ceux obtenus par dynamique inverse.

La valorisation de cette technologie innovante est actuellement à l'étude. Les principaux champs d'application potentiels sont, d'après une étude de marché effectuée en 2001 et en cours de réactualisation, la rééducation fonctionnelle, la physiologie musculaire, la kinésithérapie, le secteur de la recherche autant de la recherche fondamentale en biomécanique que de la recherche en vue du développement du matériel orthopédique ou sportif. Il s'agit donc d'un procédé à fort potentiel de développement et de valorisation, chez l'animal comme chez l'Homme.

REMERCIEMENTS

Ces travaux ont été réalisés grâce au soutien de l'INRA, de l'Agence Nationale de Valorisation de la Recherche (ANVAR), des Haras Nationaux et de la DGER (Ministère de l'Agriculture). Remerciements à M. Sylvain Falala pour sa contribution à l'iconographie de cet article.

BIBLIOGRAPHIE

- Chateau, H., Degueurce, C., Denoix, J.-M. 2004. Effects of a 6° elevation of the heels on the three-dimensional kinematics of the distal portion of the forelimb in the walking horse. *Equine Vet J.* 36: 649-654.
- Crevier, N., Pourcelot, P., Denoix, J.-M., Geiger, D., Bortolussi, C., Ribot, X., Sanaa, M. 1996. Segmental variations of in vitro mechanical properties in equine superficial digital flexor tendons. *Am J Vet Res.* 57: 1111-1117.
- Crevier-Denoix, N., Collobert, C., Pourcelot, P., Denoix, J.-M., Sanaa, M., Geiger, D., Bernard, N., Bortolussi, C., Bousseau, B. 1997. Mechanical properties of pathological equine superficial digital flexor tendons. *Equine vet J Suppl.* 23:23-26.
- Crevier-Denoix, N., Roosen, C., Dardillat, C., Pourcelot, P., Jerbi, H., Sanaa, M., Denoix, J.-M. 2001. Effects of heel and toe elevation upon the digital joints angles in the standing horse. *Equine Vet J Suppl.* 33: 74-78.
- Crevier-Denoix, N., Ravary, B., Defontaine, M., Lematre, M., Denoix, J.-M., Pourcelot, P. 2004. Mise au point et applications d'un procédé non-invasif de mesure des charges supportées par le tendon fléchisseur superficiel du doigt, chez le cheval en mouvement: intérêt pour l'évaluation de ferrures correctrices et de sols. In *Comptes rendus de la 30e Journée de la Recherche Équine*, Paris, février 2004, pp. 1-12, les Haras nationaux.
- Defontaine, M., Pourcelot, P., Lematre, M., Ravary, B., Roux, C., Crevier-Denoix, N. 2003. Ultrasonic measurement of the tendon stress during loading: preliminary results. In *abstracts of the 5th World Congress on Ultrasonics*, Paris, 645-648.
- Denoix, J.-M. 1985. Étude biomécanique de la région phalangienne chez le cheval. In *Comptes rendus de la 11e Journée d'Étude du CEREOPA*, Paris, mars 1985, pp. 60-75, les Haras nationaux.
- Denoix, J.-M. 1994. Functional anatomy of tendons and ligaments in the distal limbs (manus and pes). *Vet Clin North Amer. Equine Pract.* 10: 273-322.
- Denoix, J.-M. & Crevier-Denoix, N. 2003. Les lésions tendineuses. *Equ'idée* 46: 37-39.
- Erdemir, A., Piazza, S.J., Sharkey, N.A., 2002. Influence of loading rate and cable migration on fiber optic measurement of tendon force. *Journal of Biomechanics* 35: 857-862.
- Jansen, M.O., Van den Bogert, A.J., Riemersma, D.J., Schamhardt, H.C. 1993. In vivo tendon forces in the forelimb of ponies at the walk, validated by ground reaction force measurements. *Acta Anat.* 146: 162-167.
- Jerbi, H., Pourcelot, P., Dardillat, C., Ribot, X., Bortolussi, C., Denoix, J.-M., Crevier-Denoix, N. 2000. Equine superficial digital flexor tendon loads and strains: comparative analysis on isolated limbs and tendons. *Archives of Physiology and Biochemistry* 108: 176.
- Komi, P.V., Fukashiro, S., JaE'rvinen, M. 1992. Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clinics in Sports Medicine* 11: 521-531.
- Merkens, H.W., Schamhardt, H.C., Hartman, W., Kersjes A.W. 1986. Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horses at normal walk. *Equine Vet J.* 18: 207-214.
- Pourcelot, P., Defontaine, M., Ravary, B., Lematre, M., Crevier-Denoix, N. 2005a. A non-invasive method for tendon force measurement. *Journal of Biomechanics* 38: 2124-2129.
- Pourcelot, P., Van den Bogert, A.J., Huang, X., Crevier-Denoix, N. 2005b. Achilles tendon loads at walk measured using a novel ultrasonic technique. *Computer Methods in Biomechanics in Biomedical Engineering* 8: 221-222 (suppl.1).
- Pourcelot, P., Van den Bogert, A. J., Huang, X., Crevier-Denoix N. (2006) In vivo patellar tendon loading: Comparison between ultrasonic measurement and inverse dynamics. In *abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics* S.73, Munich (Germany).
- Ravary B. 2005. *Développement d'un procédé non-invasif de mesure des efforts qui s'exercent sur les tendons. Application à l'évaluation de l'effet de ferrures correctrices sur le tendon fléchisseur superficiel du doigt du cheval.* Thèse de Doctorat, Paris VI, 199 pages.
- Ravary, B., Pourcelot, P., Bortolussi, C., Konieczka, N., Crevier-Denoix, N. 2004. Strain and force transducers used in human and veterinary tendon and ligament biomechanics studies. *Clinical Biomechanics* 19: 433-447.
- Riemersma, D.J., Van den Bogert, A.J., Jansen, M.O., Schamhardt, H.C. 1996. Influence of shoeing on ground reaction forces and tendon strains in the forelimbs of ponies. *Equine Vet J.* 28: 126-132.
- Stephens, P.R., Nunamaker, D.M., Butterweck, D.M. 1989. Application of a Hall-effect transducer for measurement of tendon strain in Horses. *Am J vet Res.* 50: 1089-1095.
- Van den Bogert, A.J., 1989. *Computer simulation of locomotion in the horse.* Ph.D. Thesis, University of Utrecht, Utrecht.

