

Untersuchung des Einflusses von Stützgamaschen auf den Winkel des Fesselgelenkes an der Vorderextremität beim Pferd - eine kinematische Studie im Schritt und Trab auf dem Laufband

Christian J. Kicker, Christian Peham und Dietrich Girtler

Klinik für Orthopädie bei Huf- und Klautieren (Dep. V/ Arbeitsgruppe für Bewegungsforschung) der Veterinärmedizinischen Universität Wien, Vorstand: O. Univ. Prof. Dr. Ch. Stanek

Zusammenfassung

Pferde mit Sehnenproblemen zeichnen sich durch eine lange Rekonvaleszenzphase aus. Speziell der Übergang von der Boxenruhe zur Bewegung ist problematisch, da es immer wieder zur Überbelastung kommt. Es stellt sich die Frage, ob Gamaschen eine Stützfunktion erfüllen und somit ihre Anwendung in jener Phase sinnvoll ist. In dieser Studie wurde die Änderung des Fesselgelenkwinkels im Vergleich mit und ohne Gamaschen bei 26 Pferden an beiden Vordergliedmaßen gemessen. Hierzu wurden die Pferde nach einer Angewöhnungsphase am Laufband (MUSTANG 2200 der Firma KAGRA AG, Schweiz) im Schritt und Trab von sechs High-Speed-Videokameras aufgenommen und die erhaltenen Rohdaten mit dem Computersystem ExpertVision von Motion Analyses Corporation (USA) bearbeitet. Die vier handelsüblichen Gamaschen wurden mittels einer eigens konstruierten Federwaage mit gleicher Kraft festgezogen. Nach Zerlegung der Aufnahmen in einzelne Bewegungszyklen wurden die kleinsten dorsalen Fesselgelenkwinkel (entsprechen dem stärksten Durchtreten) berechnet und die Werte der einzelnen Gamaschen mit der Leermessung verglichen. Die Gamaschenwerte wurden auf Normalverteilung getestet und mit dem Zweistichproben-t-Test für abhängige Stichproben statistisch abgesichert. Unter der Einwirkung der Gamaschen ließ sich bei allen verwendeten Fabrikaten ein Einfluss auf den Fesselgelenkwinkel erkennen. Die Differenzen der Winkel mit und ohne Gamaschen liegen im Schritt im Bereich von bis zu 0,9 Grad, im Trab bis 1,5 Grad. Mit der Formel, die von Meershoek et al. (2001b) entwickelt wurde, lässt sich eine Kraftminderung des M. interosseus medius um bis zu 3,6% im Schritt und bis zu 2,5% im Trab errechnen. Aus dem erhobenen Datenmaterial lässt sich eine Stützfunktion aller Gamaschen ablesen, wobei sich die Unterschiede wahrscheinlich aufgrund der Materialeigenschaften und Wicklungstechniken ergeben. Als einzige rein sehnige Struktur kann dem Fesselträger (M. interosseus medius) eine Kraftminderung zugeordnet werden. Ein Effekt auf die oberflächliche Beugesehne ist anzunehmen, wodurch eine Verwendung von Gamaschen bei Sehnenproblemen sinnvoll erscheint.

Schlüsselwörter: Laufband, Fesselgelenkwinkel, Gamasche, Kinemati, Ganganalyse

Examination of the influence of support boots on the fetlock of equine forelimbs. A kinematic study in walk and trot on the treadmill

Horses with tendon problems distinguish from others by a long period of convalescence. Especially the transition from box rest to movement is usually accompanied by overstrain on the tendons. The question is if support boots possess a supporting function and if using them during this period makes sense. In this study the difference of the fetlock angle with or without boots was determined by measuring both fore limbs of 26 horses. Therefore the horses were filmed with six high-speed-videocameras in walk and trot after a period in which the horses had been accustomed to the treadmill (MUSTANG 2200, Kagra AG, Switzerland). The received raw data were processed with the computer system ExpertVision of the Motion Analyses Corporation (USA). For the measurement four types of support boots were used, which were fastened with equal strength using a spring balance which had been constructed especially for this study. After the video recordings had been divided into separate movement cycles, the smallest dorsal fetlock angles (which correspond to the deepest hyperextension) were determined and the results of each boot were compared with those of the measurement without support boots. After that the boot-results were tested for normal distribution and statistically proved with the Dependent two sample t-test (paired t-test). The differences of the angles resulting from the measurements with and without support boots are in the range of 0,9 degree in walk and in the range of 1,5 degree in trot. With a formula, which was developed by Meershoek et al. (2001b), a force reduction on the M. interosseus medius of up to 3,6% in walk and up to 2,5% in trot can be calculated. The evaluation of the data corpus shows a supporting function of all boots, whereby differences probably result from the material properties and winding methods. The Musculus Interosseus medius, a structure which purely consists of tendons, shows a strength-reduction. Due to assumable effects on the superficial digital flexor tendon, support boots seem useful in the treatment of tendon problems.

Keywords: treadmill, fetlock joint angle, support boots, kinematics, gait analysis

Einleitung

Die Nutzung des Pferdes durch den Menschen als Partner bei der Arbeit und im Sport führt zu einer punktuellen Beanspruchung des Bewegungsapparates mit der damit verbundenen

Disposition zur Überbelastung und erhöhtem Risiko für Verletzungen. Ein Schwerpunkt der in der Praxis vorgestellten Pferde mit orthopädischen Problemen liegt in der Behandlung von Sehnenkrankungen, die durch eine lange Rekonvaleszenzzeit mit eingeschränkter Belastung gekennzeichnet ist. Ein

spezielles Augenmerk sollte hier auf den Übergang der Ruhephase zur Phase mit beginnender Bewegung gelegt werden, um durch eine etwaige Überbelastung der Sehnen keinen Rückschlag im Therapieerfolg zu erleben.

An diesem Punkt stellt sich die Frage, ob durch eine Bandagierung, respektive durch das Anlegen von Gamaschen, das Risiko einer erneuten Überbelastung in dieser kritischen Phase verringert werden kann.

Üblicherweise werden Gamaschen bzw. Bandagen bei Sportpferden verwendet, um Verletzungen zu verhindern. Hierbei werden zwei Funktionen ins Auge gefasst: Einerseits sollten Gamaschen/Bandagen die Gelenke stabilisieren und somit ein Überstrecken des Fesselgelenkes verhindern, also eine Stützfunktion erfüllen, andererseits einen Schutz vor äußeren Traumen (Anschlagen, Streifen) bieten.

Es stellt sich weiters die Frage, ob herkömmliche, im Handel erhältliche Gamaschen, die vom Pferdebesitzer im Gegensatz zum Stützverband leicht angelegt werden können, als therapeutisches Hilfsmittel bei rekonvaleszenten, sehnenkranken Pferden sinnvoll zur Unterstützung des Sehnenapparates eingesetzt werden können.

Material und Methode

Für die Untersuchungen wurden 26 Warmblutpferde unterschiedlicher Rassen zur Verfügung gestellt.

Gamaschen sind aus Neopren hergestellte Stütz- und Schutzhilfen für das Fesselgelenk, die um das Pferdebein gewickelt und mit Klettverschlüssen befestigt werden. In dieser Studie wurden Gamaschen unterschiedlichen Typs von verschiedenen Firmen verwendet. Die Unterschiede lagen hauptsächlich in der Materialdicke und in der Anzahl und Anordnung der Verschlüsse.

Untersucht wurden die Sports Medicine Boots II (Nr. 1) der Firma P. (USA), die drei Klettstreifen im Rohrbeinbereich und einen den Fesselkopf umgebenden Klettstreifen aufweisen. Die Gamaschen der Firma E. (BRD) (Nr. 2) haben zwei Verschlüsse im Rohrbeinbereich sowie einen verstärkten Klettstreifen, der den Fesselkopf im hinteren Bereich umgibt. Von der Firma A. (BRD) wurde für die Untersuchung ein Prototyp einer Gamasche (Nr. 3) (Reha- und Sportbandagen) zur Verfügung gestellt, der durch einen unteren und oberen kurzen Querklettstreifen, sowie zwei lange Klettstreifen, die in der Fesselbeuge beginnend innen und außen zirkulär über verschiedene Anheftstellen nach oben gewickelt werden, befestigt wird. Zusätzlich wurde zum Vergleich eine Streifgamasche (Nr. 4) der Firma K. (BRD), die nicht über den Fesselkopf nach unten verschnallt wird, in die Studie aufgenommen. (Die genaue Typenbezeichnung der einzelnen Gamaschen liegt bei den Autoren auf.)

Die Tiere wurden im Schritt und Trab an das Laufband gewöhnt. Dieser Prozess dauerte je nach Pferd zwischen 15 und 20 Minuten. Augenmerk wurde hierbei auf ein gleichmäßiges Gangbild am Laufband gelegt. In der nächsten Phase wurden die Pferde für etwa dreißig Minuten in der angrenzenden Reithalle aufgelockert. Bevor die eigentlichen Mes-

sungen beginnen konnten, wurden die Messpunkte mit Tesa-Klebeband® am Pferd befestigt. Hierauf kamen die Pferde wieder auf das Laufband, wurden an die angeklebten Messpunkte gewöhnt und die optimale Geschwindigkeit des Pferdes bestimmt, die bei den folgenden Messungen beibehalten wurde. Die definitiven Messungen wurden anschließend im Schritt und Trab mit drei Messeinheiten zu je zehn Sekunden durchgeführt. Die erste Messung war immer die Leermessung ohne Gamaschen, danach wurden die einzelnen Gamaschen mit einem definierten Zug von 50 Newton immer von derselben Person an den beiden Vordergliedmaßen des am Laufband stehenden Pferdes angebracht. Die Zugkraft für das Verschließen der Gamaschen wurde im Rahmen der Vorversuche ermittelt, wofür auch mehrere pferdekundige Personen mit dem Auftrag, die Gamaschen fest zu verschließen, in Versuche eingebunden wurden, wobei die Zugkraft auf die Klettstreifen gemessen wurde. Um den Gamaschendruck bei sämtlichen Messungen zu standardisieren, wurde eine Federwaage derart modifiziert, dass alle Klettverschlüsse mit gleichem Zug geschlossen werden konnten.

Für die Datenerhebung und -verarbeitung wurde das Messsystem ExpertVision von Motion Analyses Corporation (Kalifornien, USA) mit sechs High-Speed-Kameras (Messfrequenz: 120 Hz) verwendet.

Um die Änderung des Fesselgelenkwinkels zu berechnen, wurden Messpunkte (Marker), das sind Kunststoffkugeln mit einem Durchmesser von 2 cm, die mit einer reflektierenden Folie beschichtet sind, so angeordnet, dass zwei Vektoren (Huf-Fesselgelenk und Fesselgelenk-proximales Rohrbein) bestimmt werden konnten.

Die Messpunkte (Abb.1) waren: ein Hufmarker, der an der Seitenwand angeklebt wurde, ein Fesselgelenkmarker, der nur während der Leermessung seitlich in der Mitte des Fesselge-



Abb 1 zeigt die reflektierenden Marker, die an der Vorderextremität angebracht wurden.
shows the reflecting markers, fixed on the horses fore limb.

lenkes befestigt wurde, sowie drei Marker, die auf einem Kunststoffstück fix montiert und im Bereich des lateralen Griffelbeinköpfchens angebracht waren.

Die von den sechs Kameras extra aufgenommenen Messpunkte wurden vom verwendeten Computersystem mit einem räumlichen Rückwertsschnitt in ein dreidimensionales Koordinatensystem eingefügt und die Werte mit Hilfe eines Butterworth Tiefpassfilters der fünften Ordnung geglättet, um Rauschen und Störsignale zu entfernen. Es wurden hier Grenzfrequenzen von 10 Hz im Schritt und 15 Hz im Trab verwendet. Ausgehend vom originalen Fesselgelenkmarker der Leermessung wurde ein virtueller Fesselgelenkmarker berechnet. Mit einem Teilprogramm war es möglich, den virtuellen Punkt genau auf einen original gemessenen Punkt zu projizieren und mit Hilfe der drei Rohrbeinpunkte mittels Zirkelabschlag zu definieren (Abb.2). Aus den Koordinatenpunkten wurde

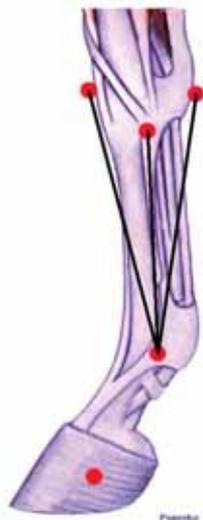


Abb. 2 zeigt wie der virtuelle Marker am Fesselgelenk berechnet wurde.
shows how the virtual marker on the fetlock joint was calculated.

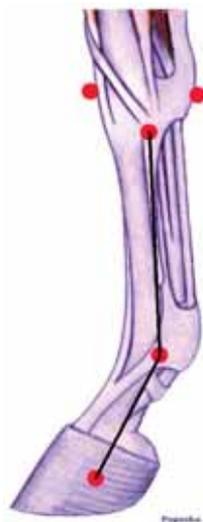


Abb. 3 zeigt die Vektoren, die zur Berechnung des Fesselgelenkwinkel verwendet wurden.
shows the vectors used to calculate the fetlock joint angle.

über die Vektoren Huf- virtuelles Fesselgelenk sowie virtuelles Fesselgelenk- mittlerer proximaler Rohrbeinmarker ein virtuel- ler dorsaler Fesselgelenkwinkel berechnet (Abb.3).

Die Aufnahmen erfolgten mit einer Taktfrequenz von 120 Hertz, wobei bei einer Messdauer von dreimal zehn Sekunden im Schnitt zwanzig Bewegungszyklen im Schritt und dreißig Bewegungszyklen im Trab aufgenommen werden konnten.

Da nur die maximale Extension des Fesselgelenkes in der Mitte der Stützbeinphase von Interesse war, wurden die Messreihen in einzelne Bewegungszyklen zerlegt und pro Bewegungszyklus der kleinste dorsale Winkel des Fesselgelenkes in der Stützbeinphase ermittelt. Diese erhaltenen Minimalwerte wurden im Weiteren für den Vergleich der einzelnen Gamaschenmessungen mit der Leermessung verwendet.

Für die statistische Auswertung wurden die Mittelwerte der Winkel beim stärksten Durchtreten mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung untersucht. Mit einem Zweistichproben-t-Test für abhängige Stichproben (Paarvergleichstest) wurden die virtuellen Fesselgelenkwinkel der einzelnen Gamaschen für jedes Pferd mit der Leermessung verglichen und somit auf statistisch absicherbare Unterschiede geprüft (Welkowitz et al., 1991). Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde mit kleiner als 0,05 und 0,01 festgelegt.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der Messungen sind in Tabellen und Diagramme auf den folgenden Seiten dargestellt.

Diskussion

Um möglichst reproduzierbare Werte zu erhalten, ist es notwendig, die Pferde an das Laufband zu gewöhnen und für jedes Pferd seine individuell optimale Geschwindigkeit am Laufband zu gewährleisten (Peham et al. 1998). Buchner et al. (1994) untersuchten laufbandunerfahrene Pferde, wobei gezeigt werden konnte, dass sich nach einer raschen Adaptationsphase nach bereits fünf Minuten ein stabiles Bewegungsmuster einstellt. Während weiterer fünfminütiger Trainingseinheiten im Trab näherte sich das Bewegungsmuster der Tiere asymptotisch konstanten Werten, wobei bereits am Ende der dritten Einheit alle Variablen auf ein stabiles Muster hinwiesen. Für die Bewegungsanalyse aussagekräftige Werte können demnach erst nach mindesten zwei fünfminütigen Trainingseinheiten und nach einer kurzen Aufwärmphase vor der definitiven Messung erreicht werden. Das Antrainieren der Pferde in dieser Studie erfolgte so, dass die definitiven Messungen erst in der dritten Einheit durchgeführt wurden, nachdem sich jedes Pferd bereits mindestens zwanzig bis dreißig Minuten am Laufband bewegt hatte. Das Training und die Messungen mussten jedoch an einem Tag absolviert werden, da die Pferde von den Besitzern in der Früh gebracht und am Abend wieder abgeholt wurden.

Um die Änderung des Fesselgelenkes zu berechnen, wurden Messpunkte (Marker) so angeordnet, dass zwei Vektoren (Huf-Fesselgelenk und Fesselgelenk-proximales Rohrbein), bestimmt werden konnten. In Vorversuchen wurden mehrere Modelle zum Anbringen der Marker entwickelt, die jedoch aufgrund eines möglichen Einflusses auf das Gangbild der Pferde durch eine dorsal am Rohrbein angebrachte Metallschiene, wieder verworfen wurden. Außerdem dürfte dieser Metallbügel auch einen Einfluss auf die Befestigung der Bandagen haben, da andere Hafteigenschaften als an der Pferdehaut vorliegen.

Die Schwierigkeit beim Anbringen der Marker bestand darin, dass die Gamaschen, die um das Rohrbein und um den

SCHRITT	alle Pferde					SCHRITT	alle Pferd				
MW	OHNE	1	2	3	4	MW	OHNE	1	2	3	4
links	135.823	136.0282	136.6376	136.7572	135.9415	rechts	136.697	136.9309	137.4396	137.5106	136.8022
MEDIAN	OB	1	2	3	4	MEDIAN	OB	1	2	3	4
links	135.882	136.0566	136.6987	136.7865	135.9690	rechts	136.219	136.3770	137.0088	136.9169	136.2459

Tab 1 a Mittelwerte und Medianwerte aller Pferde im Schritt für sämtliche Gamaschen
Average and mean of all horses in walk for each support boot

TRAB	alle Pferde					TRAB	alle Pferde				
MW	OHNE	1	2	3	4	MW	OHNE	1	2	3	4
links	122.5715	123.5314	123.6129	124.0637	123.1551	rechts	122.8914	123.9111	123.8290	124.4683	123.4329
MEDIAN	OHNE	1	2	3	4	MEDIAN	OHNE	1	2	3	4
links	135.8821	136.0566	136.6987	136.7865	135.9690	rechts	136.2195	136.3770	137.0088	136.9169	136.2459

Tab 1 b Mittelwerte und Medianwerte aller Pferde im Trab für sämtliche Gamaschen
Average and mean of all horses in trot for each support boot

Fesselkopf bis in die Fesselbeuge hinein angebracht wurden, ein direktes Anbringen eines Fesselgelenkmesspunktes unmöglich machten, zumal eine Aussparung an den Gamaschen diese unbrauchbar gemacht hätte. Als beste Lösung erwies sich die Berechnung eines virtuellen Fesselgelenkmesspunktes, der aus drei proximal am Rohrbein angebrachten Punkten berechnet und in der Leermessung von einem am Fesselgelenk angebrachten Originalmarker räumlich defi-

niert wurde. Diese Rohrbeinpunkte wurden während der einzelnen Messungen nicht verändert. Augenmerk wurde beim Ankleben des Fesselgelenkmesspunktes auf eine optimale Position in der Mitte des Fesselkopfes gelegt, wobei eine anatomisch korrekte Positionierung nicht nachkontrolliert wurde, da für eine Aussage über eine Stützfunktion keine exakten Gelenkwinkel, sondern Differenzen bzw. Verhältnisse benötigt wurden.

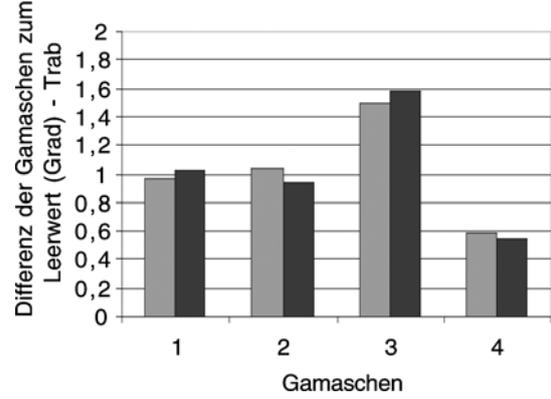
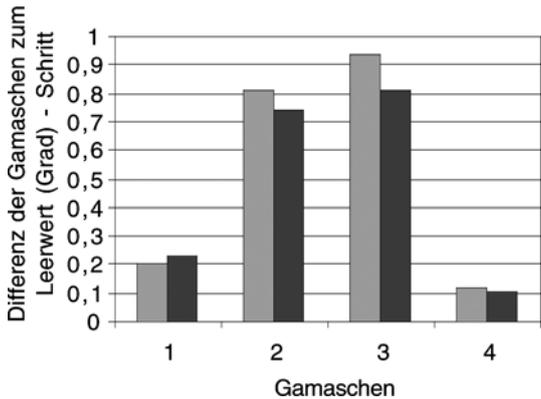


Abb. 4a und b Die Differenzen der einzelnen Gamaschenwerte zum Leerwert im Schritt und Trab. (Die linken Balken entsprechen den Ergebnissen der linken Extremitäten, die rechten Balken den rechten Extremitäten. Farblose Balken bezeichnen keinen signifikanten Unterschied.)
Differences between the results of measurements in walk and trot with and without support boots. Left bars show results of the left limbs. (Transparent bars describe no significant difference)

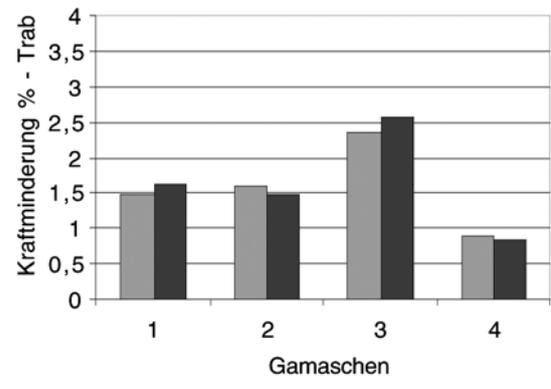
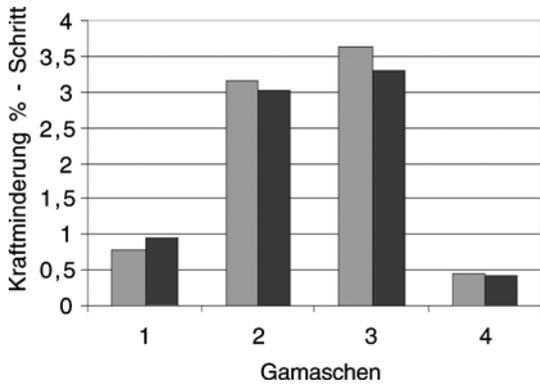


Abb. 5a und b Berechnete Kraftminderung des M. interosseus im Schritt und Trab. (Die linken Balken entsprechen den Ergebnissen der linken Extremitäten, die rechten Balken den rechten Extremitäten. Farblose Balken bezeichnen keinen signifikanten Unterschied.)
The calculated force reduction on the M. interosseus medius in walk and trot. Left bars are results of the left limbs. (Transparent bars describe no significant difference.)

Tab 2a Zusammenfassung der Unterschiede der Gamaschen im Vergleich zur Leermessung (Schritt)

Summary concerning the differences between the results of measurements with and without support boots (walk).

SCHRITT	1	2	3	4
kein Unterschied	links / rechts			links / rechts
signifikanter* Unterschied				
hochsignifikanter* Unterschied		links / rechts	links / rechts	

Tab 2b Zusammenfassung der Unterschiede der Gamaschen im Vergleich zur Leermessung (Trab)

Summary concerning the differences between the results of measurements with and without support boots (trot).

TRAB	1	2	3	4
kein Unterschied				
signifikanter* Unterschied				links / rechts
hochsignifikanter* Unterschied	links / rechts	links / rechts	links / rechts	

An Messfehler aufgrund von Hautverschiebung und damit verbundener Markerverschiebung muss wie bei allen Studien im Bereich der kinematischen Bewegungsanalyse gedacht werden. Sie sind aber bei Messungen distal des Karpalgelenkes kleiner als im proximalen Bereich und zu klein, um Korrekturberechnungen, wie sie von *van Weeren* (1989) beschrieben werden, durchzuführen. Bei Vergleichen unterschiedlicher Messungen eines Pferdes sind ebenfalls keine Korrekturberechnungen notwendig, da Originalwerte und korrigierte Werte zu gleichen Ergebnissen führen (*van Weeren* 1989).

Die in dieser Studie verwendeten Gamaschen sind, bis auf das Produkt der Firma a. (Nr. 3) welches ein Prototyp mit spiralförmiger Verschlusswicklung ist, in herkömmlichen Pferdesportgeschäften erhältlich. Die Unterschiede der einzelnen Gamaschen liegen in der Stärke des Materials, der Verarbeitung und der Anbringung der Klettstreifen.

Die Gamaschen wurden, während das Pferd mit beiden Vorderextremitäten am Boden stand, immer von derselben Person mittels einer modifizierten Federwaage mit gleichem Zug von 50 Newton auf jeden Klettverschluss befestigt. In bestehender Literatur ist die Art des Anbringens von Gamaschen nicht beschrieben; Bandagen wurden mit halbmaximaler bzw. maximaler Dehnung der jeweiligen Bandagen angebracht (*Crawford et al.* 1990a, b).

Um eine Stützfunktion von Gamaschen nachweisen zu können, muss ein Unterschied des dorsalen Fesselgelenkwinkels bei maximalem Durchtreten in der Stützbeinphase im Vergleich der Gamaschenmessung mit der Leermessung zu erkennen sein.

Die hier gemessenen virtuellen Fesselgelenkwinkel der Leermessungen im Schritt von links 135,82/ rechts 136,7 Grad sind um zwei Grad und die Ergebnisse im Trab (links 122,57/ rechts 122,89 Grad) sind um eineinhalb Grad kleiner als die Ergebnisse von *Back* (2002) und *Balch* (1996) sowie von *Girtler* und *Peham* (2000). Dies ist wahrscheinlich auf die Anbringung des Fesselgelenkmarkers zurückzuführen, der nicht unbedingt anatomisch korrekt angebracht werden musste, da nur Vorher-Nachher-Vergleiche durchgeführt wurden. Die Standardabweichungen dieser Studie entsprechen den Standardabweichungen von *Back* (2002) und *Balch* (1996), wodurch eine gleiche Varianz der Fesselgelenkwinkel von den verwendeten Pferden gezeigt wird, aber auch eine entsprechende Genauigkeit der Messungen bestätigt wird. Die Standardabweichungen der einzelnen Pferde liegen in dieser Studie jedoch um einiges niedriger, bei rund einem Grad, wodurch sich auch bei geringen Differenzen der Paarvergleiche statistisch signifikante Unterschiede ergeben.

Laut bestehender Literatur werden für Neoprengamaschen kontroverse Ergebnisse erzielt. *Luhmann et al.* (2000) konnten bei Tests mit Beschleunigungssensoren keine Stoßdämpfung von Gamaschen nachweisen. *Balch et al.* (1997) konnten bei verschiedenen Professional Choice Gamaschen eine Kraftabsorption bis zu 26,4 Prozent in der hydraulischen Druckanlage messen. Ebenfalls mittels einer Druckmaschine konnten *Smith et al.* (2002) keine signifikanten Unterschiede bei Neoprengamaschen im Vergleich zum rohen Pferdebein erkennen. In dieser Studie konnten im Schritt für die Gamaschen Nr. 2 und Nr. 3 hochsignifikante Unterschiede zur Leermessung erhoben werden, im Trab waren die Werte für alle „Stützgamaschen“ hochsignifikant unterschiedlich, für die Streifgamasche (Nr. 4) signifikant unterschiedlich.

In dieser Studie kann eine Änderung des Fesselgelenkwinkels im Vergleich der Gamaschenmessungen zur Leermessung gezeigt werden. Aus dem Vergleich der Stützgamaschen mit der Leermessung kann eine Stützfunktion aufgrund der Materialeigenschaften abgelesen werden. Die Winkeländerung beim Vergleich mit der Streifgamasche lässt aber zusätzlich auf eine mögliche Irritation und daraus resultierendem, vorsichtigerem Auftreten schließen, obwohl alle Pferde Gamaschen gewohnt waren. Eine weitere mögliche Erklärung ist eine durch den Gamaschendruck auf die Sehnen reflektorisch bedingte, stärkere Vorspannung der Muskelbäuche der Beugesehnen, wie dies in der Humanmedizin für das Kniegelenk beschrieben wurde (*Robins et al.* 1995). Neueste Untersuchungen von *Callagan et al.* (2002) konnten jedoch keinen Unterschied zwischen bandagierten und nicht bandagierten Kniegelenken beim Menschen im Hinblick auf eine geänderte Propriozeption erkennen.

Um eine Kraftminderung des Fesselträgers berechnen zu können, wurden die Ergebnisse der Winkelmessungen in eine Formel eingesetzt, die von *Meershoek et al.* (2001b) als Modell durch Messung von toten Pferdebeinen entwickelt wurde. Die Resultate der hier durchgeführten Berechnungen der Kräfte entsprechen auch den Ergebnissen von *Meershoek et al.* (2001a).

Eine Entlastung des Fesselträgers als einzige, rein sehnige Struktur mit Tragfunktion im Fesselgelenkbereich kann aus den vorliegenden Daten abgelesen werden. Ein Effekt auf die oberflächliche Beugesehne, die einen großen Anteil an der Fesseltragefunktion einnimmt, ist sehr wahrscheinlich. Jedoch ist noch fraglich, ob bei Differenzen von bis zu 1,5 Grad im Trab eine ausreichende Stützfunktion für therapeutische Zwecke erreicht werden kann. Auf keinen Fall dürfen Gamaschen herangezogen werden, um das Training nach einer Sehnenverletzung früher als normal beginnen zu können.

Gaschen können als Prophylaxe in bestimmten Situationen (vermehrtes Training), sowie als zusätzliche Unterstützung beim Übergang von Boxenruhe zur Bewegungstherapie in der Rehabilitation sinnvoll sein.

Literatur

- Back W. und Clayton H. (2001): Equine Locomotion. Saunders, London. 95- 133
- Balch O. K., Collier M. A., Brusewitz G. H., Rigney M. P., Shult M. J., Crawford W. H. und McArroy R. B. (1998): Energy absorption capacity of commercial equine support boots. Vet. comp. Orthop. Traumat. 11, 173- 177
- Buchner H. H. F., Savelberg H. H. C. M., Schamhardt H. C., Merckens H. W. und Barneveld A. (1994): Habituation of horses to treadmill locomotion. Equine vet. J., Suppl. 17, 13- 15
- Callagan M. J., Selfe J., Bagley P. J. und Oldham J. A. (2002): The Effect of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. J. Athl. Train. 37, 19- 24
- Crawford W. H., Vanderby Jr. R., Neirby D., Libbey C. J. und Nordheim E. V. (1990a): The energy absorption capacity of equine support bandages. Part II: Comparison between bandages from different materials. Vet. comp. Orthop. Traumat. 1, 10- 17
- Crawford W. H., Vanderby Jr. R., Neirby D., Nordheim E. V. und Libbey C. J. (1990b): The energy absorption capacity of equine support bandages. Part I: Comparison between bandages placed in various configurations and tensions. Vet. comp. Orthop. Traumat. 1, 2- 9
- Girtler D. und Peham Ch. (2000): Der Einfluss der Anhebung der Hufspitze oder der Trachten auf den Winkel des Huf- und Fesselgelenkes beim Pferd; kinematische Untersuchung auf dem Laufband im Schritt. Wien. tierärztl. Mschr. 87, 247-252
- Meershoek L. S. und Lanovaz J. L. (2001a): Sensitivity analysis and application to trotting of a noninvasive method to calculate flexor tendon forces in the equine forelimb. Am. J. vet. Res. 62, 1594- 1598
- Meershoek L. S., Van den Bogert A. J. und Schamhardt H. C. (2001b): Model formulation and determination of in vitro parameters of a non-invasive method to calculate flexor tendon forces in the equine forelimb. Am. J. Equine Res. 62, 1585- 1592
- Peham C., Licka T., Mayer A., Scheidl M. und Girtler D. (1998): Speed dependency of motion pattern consistency. J. Biomech. 31, 769- 772
- Robins S., Waked E. und Rappel R. (1995): Ankle taping improves proprioception before and after exercise in young men. Br. J. Sports Med. 29, 242- 247
- Smith R. K. W., McGuigan M. P., Hyde J. T., Daly A. S. G., Pardoe C. H., Lock A. N. und Wilson A. M. (2002): In vitro evaluation of non-rigid support systems for the equine metacarpophalangeal joint. Equine vet. J. 34, 726- 731
- Weeren R. van (1989): Skin displacement in equine kinematic gait analysis. Proefschrift, Utrecht
- Welkowitz J., Ewen R. B. und Cohen J. (1991): Introductory statistics for the behavioral sciences. 4. Edition, Harcourt Brace & Jovanovich, Orlando, p 167- 173

Auszugsweise vorgetragen bei der 18. Arbeitstagung der Fachgruppe Pferdekrankheiten in Hannover 2004

Dr. Christian J. Kicker
Universitätsklinik für Orthopädie bei Huf- und Klauentieren
Veterinärmedizinische Universität Wien
Veterinärplatz 1, A 1210 Wien
kickerchristian@hotmail.com,
www.vu-wien.ac.at/i111