

Die kinetische Untersuchung der Fußung, der Belastung des Hufes und des Abrollvorganges an den Vordergliedmaßen von Pferden im Schritt und im Trab auf dem Laufband mit dem Hoof™-System (Tekscan®)

Claudia Lange¹, Anna Kattelans¹, Karl Rohn², Matthias Lüpke³, Hans-Peter Brückner⁴ und Peter Stadler¹

Klinik für Pferde¹, Institut für Biometrie, Epidemiologie und Informationsverarbeitung² und Fachgebiet Allgemeine Radiologie und Medizinische Physik³ der Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover; Institut für Mikroelektronische Systeme der Leibniz Universität Hannover⁴

Zusammenfassung

Die kinetische Bewegungsanalyse dient beim Pferd u.a. dazu, die Beurteilung von Hufkorrekturmaßnahmen mit technischen Mitteln zu verbessern. In der vorliegenden Arbeit wurde gezeigt, dass derartige Untersuchungen mit dem hier getesteten, relativ kostengünstigen Hoof™-System (Tekscan®) zur Ermittlung der Druckverteilung unter der Hufsohle nicht nur wissenschaftlich, sondern auch unter Klinikbedingungen möglich sind. Außerdem wurde mit dieser Methode die Fußung, die Belastung und der Abrollvorgang der Vordergliedmaßen von 10 Pferden auf dem Laufband untersucht. Bei den überwiegend zeheneng gestellten Gliedmaßen der Probanden dieser Studie traten erwartungsgemäß am häufigsten die laterale Fußung, eine stärkere Belastung der lateralen Hufhälfte und ein Abrollen über die laterale Zehe auf. Eine nicht geringe Anzahl von Gliedmaßen entsprach allerdings in Bezug auf die Interaktionen zwischen speziellen Gliedmaßen- bzw. Zehenstellungen und Hufformen einerseits mit der Fußung und der Belastung andererseits nicht den überlieferten Erwartungen. Deshalb ist zusätzlich zu der Erfassung der Gliedmaßenkonformation eine individuelle Ganganalyse, z.B. zur Optimierung der Hufbalance, erforderlich. Die auf historischen Beobachtungen beruhende Fußungstheorie, die auch heute noch einen basalen Stellenwert im Rahmen der Hufzubereitung hat, wurde durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit moderner Technik als weiterhin bedeutsam bestätigt.

Schlüsselwörter: Bewegungsanalyse / Kinetik / Hufsensor / Hufkorrektur / Fußungstheorie / Pferd

Kinetic examination of initial hoof contact, load distribution and break-over in the forelimbs of horses walking and trotting on a treadmill using the Hoof™ System (Tekscan®)

Kinetic analysis of equine gait is used, among other purposes, as a technical means to aid in the clinical assessment of the effects of hoof trimming. The current study shows that the relatively low-priced Hoof™ System (Tekscan®) for hoof pressure measurement allows such investigations not only for scientific purposes, but also in clinical conditions. Additionally, initial hoof contact, load distribution and break-over of the fore hooves of 10 horses on the treadmill were analyzed with this technique. The limbs, which mostly had a toe-in conformation, showed predominantly, as expected, lateral landing, higher loading of the lateral aspect of the hoof and lateral break-over. However, a certain number of limbs showed motion and loading patterns that were not expected based on traditional interpretations of the effects of hoof and distal limb conformation. Therefore, gait analysis should be performed on an individual basis in this type of animals, for example for optimising hoof balance. The theory of dynamic hoof balance (Fußungstheorie), which is empirically based but still is fundamental for practical hoof trimming today, was confirmed by the results of the present study.

Keywords: gait analysis / kinetics / hoof sensor / hoof trimming / theory of dynamic hoof balance / horse

Einleitung

In der Orthopädie des Pferdes ist die Untersuchung der Hufbalance von herausragender Bedeutung (Barrey 1990, Seeherman 1991). Die Hufbalance wird als Konzept verstanden (O'Grady und Poupard 2001, Johnston und Back 2006, Reilly 2010), das einen in mediolateralen und craniocaudalen Ausrichtung ausgewogenen Huf anstrebt (Balch et al. 1991b, Back 2001). Neben der klinischen Beurteilung von Gliedmaßen- und Zehenstellung sowie der Hufform werden dazu in der Bewegung die Gliedmaßenführung und die Art der Fußung analysiert (Prietz 1985, Butler 1995). Für die exakte Erfassung der Biomechanik reicht in vielen Fällen die subjektive Analyse durch den menschlichen Visus nicht aus. Dieses gilt für die zeitlichen und räumlichen Charakteristika des

Bewegungsbildes (Kinematik) und in besonderem Maße zur Beurteilung der Belastungsverhältnisse im Bereich des Hufes (Kinetik).

Die klinische sinngeladete Untersuchung, z.B. um eine optimale Hufkorrektur zu erreichen, wird seit Beginn der 90er Jahre des letzten Jahrhunderts zunehmend technisch unterstützt (Balch et al. 1991a, Clayton 1991, Aoki 1999, Peham et al. 2000, Hoppe 2002, Martens et al. 2007, van Heel et al. 2004, Weishaupt et al. 2006, Martens et al. 2008). Dazu werden einerseits kinematische Analysensysteme, die meistens in hohem Maße personal- und kostenaufwändig sind, und andererseits kinetische Untersuchungstechniken wie Kraftmessplatten (Merkens et al. 1986), Kraftmessschuhe (Barrey

1990), das Kaegi-Ganganalysesystem (Aver und Butler 1985) oder das mit Kraftaufnehmern versehene Laufband (Weishaupt et al. 2004) eingesetzt. Zusätzlich werden seit ca. einer Dekade auch beim Pferd Hufsensoren angewendet (Carter et al. 2001, Reilly 2010), mit denen eine differenzierte Druckverteilungsmessung unter der Hufsohle nicht nur auf dem Laufband, sondern auch auf natürlichem Boden und somit mobil und dazu relativ preisgünstig möglich ist.

Die geometrische bzw. statische Hufbalance kann im Stand des Pferdes nach der Zehenachsen- bzw. Fesselstandstheorie angestrebt werden (Pollitt 1999, O'Grady und Poupard 2001). Dagegen ist die dynamische Balance nur in der Bewegung, insbesondere unter Beachtung der Fußung, zu beurteilen bzw. zu optimieren (Dominik 1883, Seeherman 1991). Mit Hilfe der modernen kinetischen und kinematischen Technik kann im Bereich von Millisekunden evaluiert werden, ob der Huf plan fußt und die Hufkorrektur nach der Fußungstheorie erfolgen. Zur Fußungstheorie, die eine plane Fußung anstrebt (Dominik 1870), liegen unterschiedliche Einschätzungen nicht nur aus neuerer Zeit vor. Die Kritiker der Fußungstheorie weisen darauf hin, dass die zuerst den Boden berührende Lokalisation des Hufes nicht zwangsläufig auch die höchste Belastung aushalten muss (Wolfer 1948, Barrey 1990, Wilson et al. 1998).

Nur mit Hilfe moderner kinetischer Analyseverfahren kann – über die Fußungsphase hinaus – die Lastverteilung während der gesamten Stützbeinphase ermittelt werden. Allerdings sind derzeit nur wenige Untersuchungen der Belastung in Bezug zur Fußung verfügbar (Balch et al. 1991a, Reilly 2010).

Die Belastungsverhältnisse am Huf spiegeln sich im Kraftverlauf während der gesamten Stützbeinphase wider (Clayton 2004). Außerdem liefern die Position und der Verlauf des Kräfteschwerpunktes (Barrey 1990, Caudron et al. 1998, Colahan et al. 1993, Dohne 1991, Hood et al. 2001, Rogers und Back 2003, van Heel et al. 2005) Informationen zu den am meisten belasteten Arealen der Hufsohle.

Der Kräfteschwerpunkt (Centre of Force, CoF) wurde häufig in der mittleren Stützbeinphase ermittelt (Caudron et al. 1998, Wilson et al., 1998, van Heel et al. 2004, van Heel et al. 2005). Er liegt idealerweise unter der Hufmitte und damit unterhalb des Hufgelenkes. Bei Abweichung der Position des Kräfteschwerpunktes von der Hufmitte werden übermäßige Belastungen bestimmter anatomischer Regionen mit orthopädischen Erkrankungen als Folge befürchtet (Eliashar et al. 2002, Eliashar et al. 2004, Willemen et al. 1997, Wilson et al. 1998, Barrey 1990, Dohne 1991, Roland et al. 2005, van Heel et al. 2004).

In der vorliegenden Studie sollte überprüft werden, ob mit einem neuen Analysesystem, das vergleichsweise personal- und kostengünstig betrieben werden kann, biomechanische Aspekte, die insbesondere für den Hufbeslag bedeutsam sind, für den praktischen Gebrauch ermittelt werden können.

Material und Methode

Zur Hufdruckmessung wurde das Hoof™-System (Tekscan®, Inc., South Boston, MA, USA), bestehend aus Hufsensoren,

einem Übertragungssystem zum Computer und einer speziellen Software, eingesetzt. Die flexiblen Hufsensoren messen die durch die einwirkende Vertikalkraft bedingte Widerstandsänderung an 1089 Sensorpunkten im Sinne einer resistiven Kraftmessung und können individuell an Form und Größe der Hufsohle angepasst werden (s. Abb. 1). Der Hufsensor wurde beidseitig mit einer selbstklebenden 2 mm dicken Schaumgummischicht (3M Deutschland GmbH, Neuss) geschützt (Abb. 1) und so am Vorderhuf fixiert, dass sich die Sensormitte über der Hufmitte befand. Die Verbindung zum Datenabnehmer, der in spezialangefertigten Lederhalterungen an handelsüblichen Gamaschen befestigt wurde, befand sich palmar am Metacarpus (s. Abb. 2).

Die Pferde wurden fünf Minuten im Schritt (1,5 bis 1,7 m/s) und im Arbeitstrab (3,5 bis 3,6 m/s) auf dem Laufband an die Hufsensoren gewöhnt und diese danach mit der Punktkalibrationsmethode der Tekscan®-Software kalibriert. Die Aufzeichnungen der Druckmessung wurden im Schritt und im Trab in einer Län-



Abb. 1 Hufsensor des Hoof™-Systems (Tekscan®) zur Druckverteilungsmessung, individuell an den Huf eines Pferdes angepasst und einseitig mit einer Schutzschicht (5 mm überstehend) beklebt (darunter das passende, noch anzubringende Gegenstück).
Sensor of the Hoof™ System (Tekscan®) for pressure measurement, individually fit to the hoof of a horse and protected by a layer of foam rubber on one side (overlapping five millimeters at the edge), at the bottom this protective layer (still detached) is shown.



Abb. 2 Mit einem Hufsensor ausgerüstete Vordergliedmaße eines Pferdes. Der Hufsensor wurde mit Klebeband befestigt (1) und die Anschlussleitung (2) in die Datenabnehmer (in Lederhalterungen, 3) eingefügt.
Distal limb of a horse equipped with a hoof sensor. The sensor is fixed to the hoof by tape (1) and the connector of the sensor (2) is inserted into the data logger (inside a leather holder, 3).

ge von 12 s und mit einer Frequenz von 250 Hz erstellt. Die Hufdruckverteilung wurde mit Hilfe der Tekscan®-Software auf dem Monitor in belastungsabhängiger Farbgebung von rot (höchste Kräfteinwirkung) bis blau (niedrigste Kräfteinwirkung) dargestellt. Es entstand ein Monitorbild des Tragrandes, von Teilen der Hufsohle und des Strahls, das einem „Hufabdruck“ ähnelt und im Folgenden so bezeichnet wird (s. Abb. 3). Eine Aufzeichnung bestand aus insgesamt 3000 Sensorbildern (sog. Frames) im Abstand von jeweils 4 ms.

Für die Auswertung wurde der Huf mit Hilfe eines Koordinatensystems mit einer Achse durch die Mitte des Hufes (O'Grady 2011, Ruthe et al. 1997) und einer zweiten durch die weiteste Stelle in Quadranten gegliedert. Am Pferd wurden mit diesen Hilfslinien die Hufform (s. Tab. 1) und der Abstand der Hufmitte zur seitlichen Hufwand auf Höhe der weitesten Stelle gemessen. Die Lage des Koordinatensystems wurde in den „Hufabdruck“ in der Tekscan®-Software übertragen (s. Abb. 3). War am aufgehobenen Huf die innere Hälfte der Sohle größer als die äußere, wurde dieser als halbweit-halbheng bezeichnet, entsprechend galt der Huf bei größerer äußerer Hälfte als halbheng-halbweit (Ruthe et al. 1997).

Der Zeitpunkt der Maximalkraft, die Lage des Kräfteschwerpunktes, der Impuls pro Quadrant und das lokale Druckmaximum (s. Abb. 3 und 4) wurden mit einer Java-Software, die am Institut für Mikroelektronische Systeme der Leibniz-Universität Hannover erstellt und optimiert wurde und im Folgenden in Abgrenzung zur Tekscan®-Software als Analyse-Software bezeichnet wird, für jeden Bewegungszyklus automatisiert berechnet. Eingangsdaten der Software waren dabei die exportierten Rohdaten aus der Tekscan®-Software und die vom Anwender definierte Lage des Koordinatensystems in Bezug zu den Sensorzellen des Hufensensors.

Fußung

Die Art der Fußung wurde mit Hilfe der ersten Druckregistrierung zu Beginn der Stützbeinphase an der Lokalisation des ersten Bodenkontaktes in den Quadranten des Koordinatensystems ermittelt. Dabei konnten theoretisch neun unterschiedliche Fußungsarten auftreten (Tab. 2). Um die vorherrschende Fußungsart einer Gliedmaße in einer Gangart festzustellen (Pferde können neben der am häufigsten auftretenden Fußung vereinzelt davon abweichende Fußungen aufweisen), wurde deren relative Häufigkeit (Wiederholungsrate) innerhalb einer Aufzeichnung (12 s) ermittelt.

Impuls

Die von den Hufensensoren gemessenen Bodenreaktionskräfte spiegeln sich im Kraftzeitdiagramm (Vertikalkraftkurve) wider (s. Abb. 4). Das Zeit-Integral der Vertikalkraftkurve entspricht dem Vertikalimpuls (kurz Impuls), der während der Stützbeinphase vom Huf auf die Erde übertragen wird.

Die Impulswerte von jeweils zwei benachbarten Quadranten wurden addiert, um den Impuls der lateralen und medialen Hufhälfte bzw. der Zehen- und Trachtenhälfte zu erhalten. Anschließend wurden Quotienten aus den Impulswerten der jeweils gegenüberliegenden Hufhälften gebildet. Für die Ermittlung des lateromedialen Impulsquotienten (Im-IQ) wurde stets der Impuls der lateralen durch den der medialen Huf-

hälfte geteilt. Der dorsopalmare Impulsquotient (dp-IQ) entsprach dem Quotienten aus Zehen- und Trachtenimpuls. Die Impulsquotienten der einzelnen Schritte wurden zu einem Wert für die gesamte Aufzeichnung gemittelt und somit die Belastungsverhältnisse des Hufes bestimmt. Befand sich der 95%-Vertrauensbereich des Quotienten in einem Bereich von 0,95 bis 1,05 (Konfidenzintervall KI = 0,1), wurde die Lastverteilung als gleichmäßig betrachtet. Bei einem Quotienten $> 1 + \frac{1}{2} \cdot KI$ (d. h. bei einem Quotienten $> 1,05$) war die laterale- bzw. die Zehenregion stärker belastet, bei einem Wert $< 1 - \frac{1}{2} \cdot KI$ (d. h. bei einem Quotienten $< 0,95$) dagegen die mediale- bzw. die Trachtenregion.

Kräfteschwerpunkt in der mittleren Stützbeinphase

Die Position des Kräfteschwerpunktes wurde zum Zeitpunkt der mittleren Stützbeinphase, zu der die Maximalkraft auf dem Sensor lastete (s. Abb. 4), von der Analyse-Software berechnet und in Koordinaten (x y) ausgegeben. Die Werte für

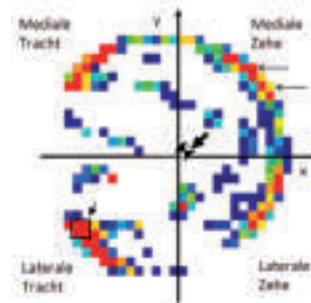


Abb. 3 Darstellung der Hufdruckverteilungsmessung mit der Tekscan®-Software. Die farbigen Quadrate stellen die belasteten Sensorzellen (lange dünne Pfeile) dar und bilden in ihrer Gesamtheit den „Hufabdruck“ mit dem Kräfteschwerpunkt (dicker Pfeil). Stark belastete Sensorzellen werden rot und gering belastete Sensorzellen blau dargestellt. Rechter regelmäßiger Huf, mittels eines Koordinatensystems in Quadranten aufgeteilt. Der kurze dünne Pfeil markiert das Druckmaximum innerhalb von vier Sensorzellen (schwarzer Rahmen). *Illustration of detailed hoof pressure measurement with the Tekscan®-Software. The colored squares represent the loaded sensor cells (long thin arrows) and form the „hoofprint“ with the Centre of Force (bold arrow). Heaviest loaded sensor cells are red, least heavily loaded cells are blue. A right, regularly shaped hoof is shown and divided into quadrants by a coordinate system. The short, thin arrow marks the site of maximal pressure within four sensor cells (black frame).*

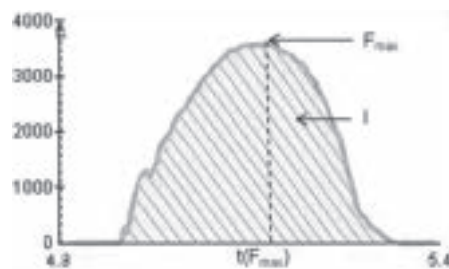


Abb. 4 Mit dem Hufensensor gemessene Kraft während der Stützbeinphase eines Bewegungszyklus einer linken Gliedmaße im Trab in der Tekscan®-Software. Die Maximalkraft F_{max} , der Zeitpunkt der Maximalkraft $t(F_{max})$ und der Impuls I (Integral der Kraft-Zeit-Kurve/schraffierte Fläche) wurden in der Abbildung markiert. *Force-time curve of a stance phase of a left forelimb at the trot as produced by the Tekscan®-Software. Maximal Force F_{max} , time of maximal force $t(F_{max})$ and impulse I (integral of the force-time-graph/hatched area under the curve) are marked.*

Tab. 1 Gliedmaßenstellung und Hufform sowie Fußung, Belastung und Abrollpunkt im Schritt und im Trab der Vordergliedmaßen der zehn Pferde n. lat. vers. = nach lateral versetzt, n. med. gedr. = nach medial gedreht, n. lat. gedr. = nach lateral gedreht; Abrollen „mittig“ bei einem Abrollpunkt bis zu 10° lateral oder medial der Hufmedianen / *Conformation and hoof shape as well as landing, loading and break-over of the forelimbs of the ten horses at walk and trot*

| Pferd | Gliedmaße | Gliedmaßenachse frontal | Zehenachse frontal | Karpalgelenk | Röhrrhein | Hufform | Fußung im Schritt | Fußung im Trab | Stärkere Belastung im Schritt | Stärkere Belastung im Trab | Abrollen im Schritt | Abrollen im Trab |
|-------|-----------|-------------------------|--------------------|---------------|---------------|------------------|-------------------|----------------|-------------------------------|----------------------------|---------------------|------------------|
| A | links | regelmäßig | zeheneng | regelmäßig | n. med. gedr. | regelmäßig | lateral | plan | lateral | lateral | mittig | lateral |
| | rechts | regelmäßig | zeheneng | n. lat. vers. | regelmäßig | regelmäßig | lateral | plan | lateral | lateral | lateral | lateral |
| B | links | bodenweit | zeheneng | n. lat. vers. | n. lat. gedr. | bodeneng | lateral | plan | lateral | medial | lateral | lateral |
| | rechts | bodenweit | zeheneng | n. lat. vers. | regelmäßig | bodeneng | lateral | lateral | lateral | lateral | lateral | lateral |
| C | links | bodenweit | regelmäßig | n. lat. vers. | n. lat. gedr. | regelmäßig | lateral | lateral | lateral | lateral | lateral | lateral |
| | rechts | Carpusvalgus | zeheneng | | n. lat. gedr. | regelmäßig | lateral | lateral | lateral | lateral | lateral | lateral |
| D | links | bodenweit | zeheneng | n. lat. vers. | n. lat. gedr. | halbeng-halbweit | plan | lateral | medial | lateral | mittig | mittig |
| | rechts | Carpusvalgus | zeheneng | | n. lat. gedr. | halbeng-halbweit | lateral | lateral | lateral | lateral | mittig | mittig |
| E | links | bodeneng | zeheneng | n. lat. vers. | regelmäßig | halbweit-halbeng | lateral | lateral | lateral | lateral | mittig | mittig |
| | rechts | bodeneng | zeheneng | regelmäßig | n. lat. gedr. | halbweit-halbeng | lateral | lateral | lateral | lateral | mittig | mittig |
| F | links | Carpusvalgus | zeheneng | | n. lat. gedr. | regelmäßig | lateral | plan | medial | medial | mittig | lateral |
| | rechts | Carpusvalgus | regelmäßig | | n. lat. gedr. | regelmäßig | lateral | lateral | lateral | lateral | mittig | mittig |
| G | links | bodeneng | zeheneng | n. lat. vers. | regelmäßig | regelmäßig weit | plan | plan | lateral | gleich | lateral | lateral |
| | rechts | bodeneng | zeheneng | regelmäßig | regelmäßig | regelmäßig weit | medial | medial | lateral | medial | lateral | lateral |
| H | links | regelmäßig | zeheneng | regelmäßig | regelmäßig | regelmäßig | plan | plan | gleich | medial | lateral | lateral |
| | rechts | regelmäßig | zeheneng | n. lat. vers. | regelmäßig | regelmäßig | plan | plan | gleich | medial | lateral | lateral |
| I | links | bodenweit | zeheneng | regelmäßig | regelmäßig | regelmäßig weit | lateral | plan | lateral | medial | lateral | lateral |
| | rechts | bodenweit | zeheneng | n. lat. vers. | regelmäßig | regelmäßig weit | lateral | lateral | lateral | lateral | mittig | lateral |
| J | links | regelmäßig | zeheneng | n. lat. vers. | n. lat. gedr. | regelmäßig | plan | plan | lateral | lateral | lateral | lateral |
| | rechts | regelmäßig | zeheneng | n. lat. vers. | n. lat. gedr. | regelmäßig | lateral | plan | lateral | lateral | mittig | mittig |

x und y wurden über die Aufzeichnung gemittelt, um die durchschnittliche Lage des Kräfteschwerpunktes zu erhalten.

Punktuelle Druckmaxima

Es wurden vier im Quadrat angeordnete Sensorzellen (1 cm²) lokalisiert, die zusammen die größte Druckbelastung innerhalb eines „Hufabdruckes“ aufwiesen (s. Abb. 4). Die Lage der lokalen Druckmaxima im Bereich der mittleren Stützbeinphase wurde für jede Aufzeichnung ermittelt und deren Quadrant von der Analyse-Software ermittelt.

Abrollen

Der Abrollpunkt des Hufes entsprach der Lage des Kräfteschwerpunktes im letzten belasteten „Frame“ jeder Stützbeinphase, also der zuletzt belasteten Stelle des Sensors am Ende des Abrollvorganges. Die Entfernung des Kräfteschwerpunktes von der x-Achse, die der Hufmitte entspricht, wurde bestimmt. Um einen Einfluss der Hufform und der Hufgröße auf die Lage des Abrollpunktes zu reduzieren, wurde daraus der Winkel α des Abrollpunktes für jede Aufzeichnung bestimmt. Dieser wurde aus der x-Achse und einer Verbindungslinie zwischen dem mittleren Abrollpunkt und dem Hufmittelpunkt gebildet und über die Winkel-Seitenbeziehungen im rechtwinkligen Dreieck (Tangens) ermittelt (Abb. 5). Der Verlauf des Kräfteschwerpunktes während des Abrollens konnte in der Tekscan®-Software dargestellt und beurteilt werden.

Statistik

Die Auswertung der Gliedmaßenstellungen und der Verlagerung des Kräfteschwerpunktes erfolgte deskriptiv. Die statistische Analyse erfolgte mit Hilfe des Programmes SAS 9.2 (SAS Institute, Cary NC USA). Der Einfluss der Gangart und der Stellung der Zehenachse auf die Art der Fußung sowie der Impulsquotient (Häufigkeitsverteilung der stark belasteten Hufregionen) wurden mit dem Chi-Quadrat-Homogenitätstest ermittelt.

Die Annahme auf Normal- bzw. Lognormalverteilung der quantitativen Merkmale wurde mittels Kolmogorov-

Smirnov-Test und visueller Beurteilung der Residuenplots geprüft. Bei Ablehnung von Normal- bzw. Lognormalverteilungsannahme fanden verteilungsfreie nichtparametrische Verfahren Anwendung, andernfalls wurden parametrische Verfahren benutzt.

Zur Überprüfung des Einflusses der Gangart und der Fußungsart auf die Wiederholungsrate der Fußung sowie den Einfluss der Zehenachse auf den Hufwinkel wurde der Wilcoxon-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt. Der Einfluss der Gangart und der Fußungsart auf den Impulsquotienten, den Kräfteschwerpunkt und den Abrollpunkt wurde mit Hilfe der zweifaktoriellen Varianzanalyse mit post-hoc-Tukey paarweisem Mittelwertvergleich überprüft. Für die Beurteilung der Ergebnisse wurden für die Irrtumswahrscheinlichkeit p folgende Signifikanzstufen festgelegt: Für $p > 0,05$ lag keine Signifikanz vor. Ergebnisse mit einem p -Wert zwischen 0,01 und 0,05 waren signifikant. Bei p -Werten zwischen 0,001 und 0,01 lagen hochsignifikante und bei p -Werten kleiner oder gleich 0,001 höchst signifikante Ergebnisse vor.

Ergebnisse

Für die kinetische Bewegungsanalyse wurden insgesamt 207 Bewegungszyklen aus 20 Schrittaufnahmen (mit durchschnitt-

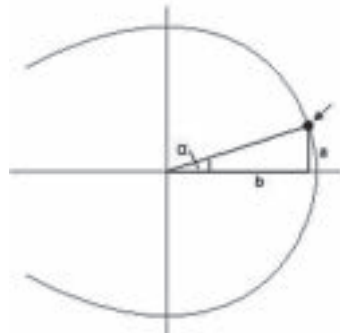


Abb. 5 Schematische Abbildung eines Hufes mit eingezeichnetem Abrollpunkt (Pfeil). Darstellung der Berechnung des Winkels des Abrollpunktes (α) über die Winkel-Seitenbeziehungen im rechtwinkligen Dreieck (Tangens) aus Gegenkathete (a) und Ankathete (b). *Schematical illustration of a hoof with the break-over point (arrow). Calculation of the angle α of toe-off was accomplished by establishing its tangens as the ratio of sides (a) and (b) of the triangle.*

lich 10,5 Schritten) und 309 Bewegungszyklen aus 20 Trabaufnahmen (mit durchschnittlich 15,4 Trabritten) ausgewertet.

Fußung

Von 207 Bewegungszyklen im Schritt erfolgten 74% der Fußungen lateral, 5% medial und 21% plan. Im Trab waren 51% der 309 Fußungen lateral, 13% medial und 36% plan. Im Schritt kamen laterale Fußungen häufiger vor als im Trab ($p \leq 0,001$), im Trab waren plane Fußungen häufiger als im Schritt ($p \leq 0,001$). Bei Betrachtung der Fußung in dorsopalmarer Ebene lagen im Schritt 53% Zehenfußungen, 20% Trachtenfußungen und 27% plane Fußungen vor. Im Trab wurden 44% Zehen-, 40% Trachten- und 16% plane Fußungen und somit mehr Trachtenfußungen als im Schritt ($p \leq 0,001$) festgestellt.

Die vorherrschende Fußung trat durchschnittlich bei 84% (Fußung in lateromedialer Ebene) bzw. 81% (Fußung in dorsopalmarer Ebene) der Bewegungszyklen einer Aufzeichnung auf. In lateromedialer Ebene hing diese Wiederholungsrate innerhalb einer Aufzeichnung von der vorherrschenden Fußungsart ab ($p \leq 0,01$): eine vorherrschend laterale Fußung wiederholte sich im Mittel bei 95%, eine vorherrschend plane Fußung nur bei 66% der Bewegungszyklen einer Aufzeichnung. Die Fußung in dorsopalmarer Ebene und die Gangart hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Wiederholungsrate.

Die vorherrschende Fußung war bei 63% (lateromediale Fußung) bzw. bei 67% (dorsopalmarer Fußung) der Gliedmaßen im Schritt und im Trab gleich, bei den übrigen herrschten in beiden Gangarten unterschiedliche Fußungen vor.

Mit allen Hufen, die zum Fesselstand passten ($n=6$, 30%), ging eine physiologische Trachten- oder plane Fußung einher. Zehenfußungen kamen ausschließlich bei Gliedmaßen vor, deren Zehenachse nach palmar gebrochen war ($n=14$, 70%; $p \leq 0,001$).

Belastung in der Stützbeinphase

Impuls

Bei den meisten Hufen war die laterale Hufhälfte stärker belastet als die mediale ($p \leq 0,0001$). Auch durchschnittlich unter-

Tab. 2 Mögliche Lokalisationen der Fußung eines Pferdes bei Erfassung des Hufdruckes mit dem Hoof™-System der Fa. Tekscan® / *Possibilities of initial hoof contact of a horse detected by the Hoof™-System (Tekscan®)*

| Quadrant(en) mit Erstkontakt | Fußung in | |
|---|----------------------|---------------------|
| | lateromedialer Ebene | dorsopalmarer Ebene |
| laterale Tracht | lateral | Trachte |
| laterale Zehe | lateral | Zehe |
| laterale Tracht und laterale Zehe | lateral | plan |
| mediale Tracht | medial | Trachte |
| mediale Zehe | medial | Zehe |
| mediale Tracht und mediale Zehe | medial | plan |
| laterale und mediale Tracht | plan | Trachte |
| laterale und mediale Zehe | plan | Zehe |
| zwei diagonale, drei oder vier Quadranten | plan | plan |

lag die laterale Hufhälfte einer stärkeren Belastung (mittlerer Im-IQ 1,42), die im Schritt (Im-IQ 1,72) tendenziell deutlicher ausgeprägt war als im Trab. Außerdem war bei den meisten Hufen die Zehenregion stärker belastet als die Trachtenregion ($p \leq 0,0001$), sie unterlag auch durchschnittlich einer stärkeren Belastung (durchschnittlicher dp-IQ 1,40), die im Schritt (dp-IQ 1,68) ebenfalls tendenziell deutlicher ausgeprägt war als im Trab.

Kräfte Schwerpunkt

Im Schritt lag der Kräfteschwerpunkt in der mittleren Stützbeinphase am häufigsten im lateralen Zehenquadranten (65 %). Im Trab wurde er dagegen fast gleichhäufig im medialen (30 %) und im lateralen Zehenquadranten (25 %) sowie im lateralen Trachtenquadranten (25 %) nachgewiesen (s. Abb. 6). Im Mittel lag der Kräfteschwerpunkt 5 mm lateral und 7 mm dorsal des Hufmittelpunktes und somit im dorsolateralen Hufquadranten. Im Schritt (9 mm lateral, 10 mm dorsal) lag der CoF durchschnittlich tendenziell weiter vom Mittelpunkt entfernt als im Trab (3 mm lateral, 4 mm dorsal, Abb. 6).

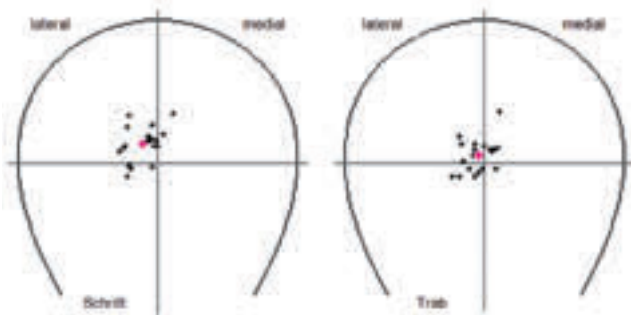


Abb. 6 Schematische Darstellung der Lage der Kräfteschwerpunkte der 20 Vordergliedmaßen im Schritt und im Trab (schwarze Punkte) in der mittleren Stützbeinphase nach der Analyse mit Tekscan®-Hufensensoren. Der rote Punkt markiert jeweils die mittlere Position des Kräfteschwerpunktes.

Schematic illustration of the positions of the center of force of 20 forelimbs at walk and trot (black marks) at midstance, analyzed by the Tekscan® Hoof™ System. The red mark shows the mean position of the centre of force.

Zusammenhang zwischen der vorherrschenden Fußung und der Belastung des Hufes

Im Schritt und im Trab unterlag die laterale Hufhälfte nach lateraler Fußung durchschnittlich einer deutlich größeren Belastung während der Stützbeinphase als nach planer oder medialer Fußung ($p \leq 0,01$ für die Lage des Kräfteschwerpunktes; $p \leq 0,001$ für den lateromedialen Impulsquotienten). Nach planer Fußung lag die Kraft in der Stützbeinphase dagegen nahezu gleichmäßig verteilt vor (lateromedialer Impulsquotient = 1; Kräfte-schwerpunkt: 0 mm Abstand von der Hufmitte).

Punktuelle Druckbelastung

Druckmaxima konnten während der gesamten Stützbeinphase, d.h. zwischen Fußung und Abrollen, in konstanter Position gesehen werden. Bei nur 58% der Aufzeichnungen lag das

punktuelle Druckmaximum im Bereich mit der maximalen flächenhaften Belastung, also im Quadrant mit dem größten Impuls. Außerdem wurden auch Bereiche des Hufes, die wenig oder nicht belastet waren, durch die Darstellung in der Tekscan®-Software sofort erkannt.

Abrollen

Der Abrollpunkt der 20 Gliedmaßen befand sich im Mittel $14,9^\circ$ lateral der Hufmedianen, wobei die Hufe im Trab tendenziell stärker lateral abrollten (durchschnittlich $16,7^\circ$) als im Schritt (durchschnittlich $13,2^\circ$, Unterschied nicht signifikant). Der Kräfteschwerpunkt zeigte bei allen Pferden während des Abrollens eine Verlagerung über die laterale Hufhälfte zum Abrollpunkt, ein typisches Beispiel dafür ist in Abb. 7 dargestellt.

Gliedmaßen-, Zehenstellung und Hufform

Bei 90 % der Gliedmaßen ($n=18$) lag eine enge Zehenstellung (vom Fesselgelenk bis zum Huf) vor. Die Zehen der beiden übrigen Gliedmaßen waren regelmäßig gestellt. Außer-

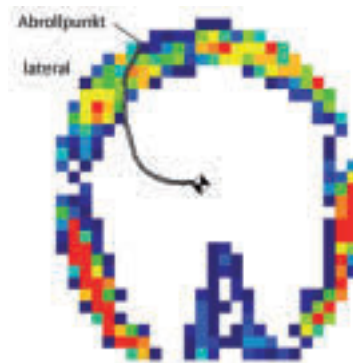


Abb. 7 Darstellung eines „Hufabdruckes“ und des Kräfteschwerpunktes (schwarzweißer Rhombus) in der mittleren Stützbeinphase in der Tekscan®-Software. Zusätzlich wurden der Abrollpunkt (laterale Zehenspitze) und die Verlagerung des Kräfteschwerpunktes über die laterale Hufhälfte während des Abrollens (schwarz-weiße Linie) in den Hufabdruck eingezeichnet. Die Abbildung zeigt die linke Vordergliedmaße während eines Bewegungszyklus im Trab.

Illustration of the „hoofprint“ with its centre of force (black-white rhombus) at midstance in the Tekscan®-Software. The point of break-over at the lateral toe and the trajectory of the centre of force towards the break-over point (black and white line) are shown. The picture shows a left forelimb during a stride cycle at trot.

dem lagen verschiedene Abweichungen der Gliedmaßenachse (vom Schulter- bis zum Fesselgelenk) und unterschiedliche Hufformen vor (s. Tab. 1). Keine der untersuchten Vordergliedmaßen war vollständig regelmäßig gestellt. Der mittlere Hufwinkel der zehn Probanden betrug $50,5^\circ$. Der mittlere dorsale Hufwinkel der Gliedmaßen mit nach palmar gebrochener Zehenachse (70%, $n=14$) lag bei 47° und war deutlich geringer als der mittlere Hufwinkel der Hufe, die zum Fesselstand passten (51° ; $p \leq 0,01$).

Lateromediale Hufbalance in Bezug zu Gliedmaßen-, Zehenstellung und Hufform

Die Befunde in Bezug auf die Fußung, die Belastungsverhältnisse und das Abrollen bei den verschiedenen Kombinationen aus Zehenstellung, Gliedmaßenstellung und Hufform der

untersuchten Gliedmaßen (Tab. 1) entsprachen in einigen Fällen nicht den Erwartungen an die jeweilige Abweichung von der regelmäßigen Stellung.

Prinzipiell wird bei einer Achsenabweichung nach außen eine größere Belastung medial liegender Hufstrukturen, eine mediale Fußung und ein Abrollen über die innere Zehe erwartet, entsprechendes gilt umgekehrt bei einer Achsenabweichung nach innen. Davon abweichend sei zum einen die linke Gliedmaße des Pferdes C mit bodenweiter Gliedmaßenstellung, einem Lateralversatz im Carpalgelenk, und einer Lateralrotation des Röhrlbeines genannt. Entgegen den Erwartungen bei einer solchen Achsenabweichung nach außen lagen bei dieser Gliedmaße eine laterale Fußung, eine deutlich stärkere Belastung der lateralen Hufhälfte und ein Abrollen über die laterale Zehe vor. Zum anderen wurde bei der rechten Gliedmaße von Pferd G trotz boden- und zehenger Stellung eine mediale Fußung und im Trab eine stärkere Belastung der medialen Hufhälfte verzeichnet.

Außerdem wird allgemein angenommen, dass die stärker belastete Hufhälfte schmaler wird als die gegenüberliegende, weniger belastete Seite (Ruthe et al. 1997). Für das bodeneng-zehenger stehende Gliedmaßenpaar von Pferd E mit halbweit-halbheng geformten Hufen konnte in der vorliegenden Arbeit im Vergleich zu Gliedmaßen mit lediglich zehenger Stellung erwartungsgemäß eine deutlich stärkere Belastung der lateralen Hufregion nachgewiesen werden. Die zwei halbheng-halbweit geformten Hufe von Pferd D, bei denen eine stärker belastete mediale Seite zu erwarten wäre, zeigten dagegen eine stärkere Belastung der lateralen Hufhälfte. Außerdem zeigten die meisten Hufe trotz regelmäßiger oder regelmäßig weiter Form dennoch eine stärkere Belastung der äußeren Hufregionen.

Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zur Fußungsart, zur Belastung des Hufes und zum Abrollen sind fast ausschließlich bei Pferden erarbeitet worden, die eine geringgradig zehenger Stellung der Vordergliedmaßen, jedoch unterschiedlich ausgerichtete Gliedmaßenachsen und Hufformen aufwiesen. Bislang fanden nur wenige Untersuchungen statt (Balch et al. 1991a, Dohne 1991, Hoppe 2002, Corbin 2004), in denen – abgesehen vom Hufwinkel und der Zehenachse aus seitlicher Sicht – die Analyse des Bewegungsmusters im Zusammenhang mit der Gliedmaßenstellung erfolgte. Eine überwiegend laterale Fußung, die durchschnittlich stärkere Belastung der lateralen Hufhälfte und das Abrollen überwiegend über die laterale Zehe, wie dies in der vorliegenden Arbeit festgestellt wurde, entsprechen einerseits den Erwartungen an Pferde mit zehenger Stellung (Ruthe et al. 1997, Pollitt 1999, Baxter et al. 2011). Weil jedoch bei verschiedenen Gliedmaßen- und Zehenstellungen sowie Hufformen im Einzelfall unterschiedliche und nicht den Erwartungen entsprechende Ergebnisse in Bezug auf die Fußung, die Belastungsverhältnisse oder den Abrollpunkt beobachtet wurden, sollte die Hufbalance für jedes Pferd individuell untersucht werden. Ursachen für diese Abweichungen könnten zum einen in den vielfältigen Kombinationsmöglichkeiten von Achsenabweichungen von der Schulter bis zum Huf liegen, die eine große Variationsbreite bio-

mechanischer Einflüsse mit zum Teil nicht vorhersehbaren Auswirkungen darstellen. Andererseits übt auch die hier nicht berücksichtigte Gliedmaßenführung während der Vorführphase einen Einfluss auf die Fußung und den Abrollvorgang aus (Corbin 2004). Für weitere Untersuchungen zu dieser Problematik erscheint die hier angewendete kinetische Untersuchungstechnik in hohem Maße geeignet. Die hier zum Teil deutlichen Unterschiede der Bewegungsmuster zwischen Schritt und Trab zeigen, dass für eine optimale Beurteilung der Hufbalance bewegungsanalytische Untersuchungen in beiden Gangarten erfolgen sollten.

Der in dieser Arbeit ermittelte Winkel von Hufen, die zum Fesselstand passen, liegt mit 51° über dem aus älterer Literatur bekannten Bereich von $45\text{--}50^\circ$ an den Vordergliedmaßen (Hickmann 1983, Ruthe et al. 1997), stimmt dagegen eher mit den Angaben aus neueren, umfangreicheren Messungen an deutschen Warmblutpferden (Schreyer 1997) sowie der neueren Literatur (Baxter et al. 2011) überein.

In der vorliegenden Arbeit traten, wie bei Untersuchungen der Vordergliedmaßen größerer Probandenzahlen (Hoppe 2002, Corbin 2004, van Heel et al. 2004), am häufigsten laterale, weniger häufig plane und selten mediale Fußungen auf. Das lässt vermuten, dass beim gesunden Warmblutpferd die laterale Fußung der Vordergliedmaße auch eine natürliche Art der Fußung des Pferdes darstellt, obwohl ein ausbalancierter Huf nach Meinung einiger Autoren nur durch die plane Fußung charakterisiert wird (Balch et al. 1997, O'Grady und Poupard 2001). Da zwischen dem Bodenkontakt der Tragrandabschnitte eines Hufes jedoch häufig nur wenige Millisekunden liegen, werden nichtplane Fußungen vom Betrachter aufgrund des geringen zeitlichen Auflösungsvermögens des menschlichen Auges erst beim Vorliegen einer starken Asymmetrie erkannt. Daher sollte für die routinemäßige Beurteilung durch erfahrene Hufschmiede und Tierärzte weiterhin die ohne technische Hilfsmittel erkennbare plane Fußung als Maßstab gelten. Liegt bereits bei der Beurteilung mit bloßem Auge eindeutig eine nichtplane Fußung vor, sollte diese bei der Hufzubereitung nach der Fußungstheorie korrigiert werden.

Bei gesunden Pferden wurde häufig eine Trachtenfußung beobachtet (Dalin und Jeffcott 1985, Dohne 1991, Schamhardt und Merckens 1994, Back et al. 1995), die, wie die plane Fußung, als physiologisch erachtet wird (Barrey 1990, Clayton 1991). In der vorliegenden Studie lahmfreier Pferde überwog unerwartet die Zehenfußung. Bei zum Huf passendem Fesselstand kamen jedoch ausschließlich Trachten- oder plane Fußungen vor, Zehenfußungen wurden nur bei Gliedmaßen mit nach palmar gebrochener Zehenachse festgestellt. Das untermauert die Theorie, nach der eine gestreckte Zehenachse das wichtigste Kriterium für die dorsopalmar Hufbalance darstellt (Balch et al. 1995, O'Grady 2011) und die daher bei jeder Hufzubereitung angestrebt werden sollte.

Daneben hat auch die lateromediale Balance für die Hufzubereitung, u. a. nach der Fußungstheorie, eine herausragende Bedeutung. In der vorliegenden Untersuchung konnte ein erster Einblick in den Zusammenhang zwischen der Fußung und der Belastung in lateromedialer Ebene gewonnen werden: Bei lateraler Fußung kam es zu einer deutlich höheren Belastung der lateralen Hufhälfte während der Stützbeinphase als nach medialer oder planer Fußung. Nach planer

Fußung lag dagegen eine nahezu gleichmäßige lateromediale Lastverteilung vor. Diese Ergebnisse unterstützen eine der Fußungstheorie zugrundeliegende Annahme, nach der die Hufhälfte, deren Tragrand zuerst den Boden berührt, stärker belastet wird, wohingegen es bei planer Fußung zu einer gleichmäßigen Kraftaufnahme kommt (Dominik 1870). Mit dem vorliegenden Versuchsaufbau konnte jedoch nicht geklärt werden, ob es sich, wie von den Befürwortern der Fußungstheorie angenommen, um einen kausalen Zusammenhang handelt, oder ob die Fußungsart und die Belastung nicht vielmehr unabhängig voneinander zustande kommen. Außerdem bleibt weiterhin offen, inwieweit sich die Belastungsverhältnisse am Huf mit der Veränderung der Art der Fußung durch die Hufzubereitung beeinflussen lassen. Dazu liegen nur wenige Untersuchungen mit uneinheitlichen Resultaten vor (Balch 1991a, Peham 2000, Reilly 2010). Das hier verwendete kinetische Analysesystem erscheint auch zur Beurteilung der Hufkorrektur mit dem Ziel einer gleichmäßigen Belastung des Hufes erfolgversprechend. Allerdings kann derzeit weder mit Hufsensoren, noch mit anderen, nichtinvasiven kinetischen Messsystemen (z. B. Kraftmessplatten, Kraftmessschuhen, Druckmessplatten) direkt überprüft werden, ob sich die Stoßkraft, welche beim Aufsetzen des Hufes auf den Boden entsteht, bei planer Fußung tatsächlich schneller und gleichmäßiger und somit weniger traumatisch auf die inneren Hufstrukturen verteilt, wie dies bis jetzt mit der Fußungstheorie über mehr als ein Jahrhundert impliziert wurde (Dominik 1870, Wolfer 1948).

Im Rahmen der Hufzubereitungs- und Beschlagshandlung wird zudem häufig eine Zehenrichtung angearbeitet oder es werden Hufeisen mit Zehenrichtung verwendet (Ruthe et al. 1997). Dafür ist es unerlässlich, im Einzelfall die exakte individuelle Lokalisation des Abrollpunktes zu ermitteln, obwohl sich der Abrollpunkt in Übereinstimmung mit den Angaben aus neueren Untersuchungen (Wilson et al. 1998, Eliashar et al. 2002, van Heel et al. 2004) auch in der vorliegenden Arbeit vorrangig lateral befand. Dazu kann die hier angewendete kinetische Messtechnik eingesetzt werden. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen außerdem, dass mit dem Hoof™-System von Tekscan® die Verlagerung des Kräfteschwerpunktes (Wilson et al. 1998, Eliashar et al. 2002, van Heel et al. 2004, Roland et al. 2005, van Heel et al. 2006) analysiert werden kann. Es ist vorstellbar, damit den Einfluss verschiedener Manipulationen (Hufkorrektur, orthopädische Beschläge) auf die Biomechanik des Abrollvorganges zu untersuchen und eventuelle Muster der Kräfteschwerpunktverlagerung bei Lahmheiten unterschiedlicher Ursachen in der Diagnostik zu nutzen.

Die Analyse der Fußung, des Abrollvorganges und der Belastungsverhältnisse des Hufes routinemäßig oder bei besonderen orthopädischen Problemfällen erscheint mit der vorliegenden Untersuchungsmethode möglich, um individuell geeignete Hufkorrekturmaßnahmen zu treffen und im Anschluss die erwartete Verbesserung der Hufbalance zu überprüfen. Dies ist u.a. auch dann von Bedeutung, wenn Gliedmaßen durch bestimmte Hufzubereitungsmaßnahmen in eine regelmäßige Stellung gebracht werden sollen, die ohne den Einsatz technischer Hilfsmittel bei der Bewegungsanalyse einseitig eine starke Belastung hervorrufen würden. Da ein Einsatz der Hufsensoren auch beim beschlagenen Pferd möglich ist, kann auch der Effekt spezieller orthopädischer

Beschläge, z. B. auf eine Veränderung der Lage des Kräfteschwerpunktes in Bezug zum Hufmittelpunkt, kontrolliert werden. Außerdem ist es mit Hilfe der Darstellung in der Tekscan®-Software möglich, Areale des Hufes, die einer punktuell sehr starken Belastung unterliegen, aber auch nicht in die Lastaufnahme integrierte Hufareale, sofort zu erkennen und entsprechend zu bearbeiten. Die detaillierte und differenzierte Analyse der Druckverteilung stellt einen bedeutenden Vorteil gegenüber anderen kinetischen Messsystemen, wie Kraftmessplatten oder Kraftmessschuhen dar, insbesondere weil, wie in der vorliegenden Arbeit gezeigt wurde, maximale punktuelle Druckeinwirkungen auch in flächenhaft weniger stark belasteten Hufarealen liegen können.

Allerdings ist zu beachten, dass die speziell für die Messung der Druckverteilung entwickelten Hufsensoren gewisse Nachteile in der Messung absoluter Kraftwerte gegenüber Kraftmessplatten, dem Goldstandard auf diesem Gebiet (Perino et al. 2007), aufweisen (Luo et al. 1998, Sumiya et al. 1998, Morin et al. 2001, Perino et al. 2007). Sie sind jedoch für Messungen relativer Belastungsunterschiede des Hufes geeignet (Sumiya et al. 1998) und ermöglichen daher die Analyse der Hufbalance wie in der vorliegenden und ähnlichen Studien (Caudron et al. 1998, Perino et al. 2007, Reilly 2010).

Mit der Entwicklung einer Analyse-Software am Institut für Mikroelektronische Systeme zur automatisierten Analyse der kinetischen Messdaten wurde eine deutliche Erleichterung der manuellen Auswertung und somit eine Zeitersparnis, insbesondere bei der Auswertung großer Datenmengen mehrerer Probanden erreicht, die auch in weiteren Untersuchungen genutzt werden kann. Es wurde gezeigt, dass sich das vergleichsweise kostengünstige und mobile Hoof™-System (Tekscan®) aufgrund einer guten Anwendbarkeit mit bedienerfreundlicher Hard- und Software mit akzeptablem Arbeits- und Zeitaufwand für Untersuchungen unter Klinikbedingungen eignet. Damit steht modernen pferdeorthopädischen Einrichtungen ein weiteres diagnostisches Hilfsmittel zur Unterstützung der routinemäßigen Beurteilung der Hufbalance zur Verfügung.

Literatur

- Aoki O. (1999) Biomechanical analysis of horse shoeing. *Equine Vet. J. Suppl.* 30, 629-630
- Auer J. A. und Butler K. D. (1985) An introduction to the KAEGI equine gait analysis system in the horse. In: *Proc. Am. Ass. Equine Pract.* 3, Toronto, 209-226
- Back W. (2001) The Role of the Hoof and Shoeing. In: Back W. und Clayton H. M. (2001): *Equine Locomotion*. Verlag W.B. Saunders, Philadelphia, London, 135-166
- Back W., Schamhardt H. C., Hartman W. und Barneveld A. (1995) Kinematic differences between the distal portions of the forelimbs and hind limbs of horses at the trot. *Am. J. Vet. Res.* 56, 1522-1528
- Balch O. K., Butler D. und Collier M. A. (1997) Balancing the normal foot: Hoof preparation, shoe fit and shoe modification in the performance horse. *Equine Vet. Educ.* 9, 143-154
- Balch O. K., Butler D., White K. und Metcalf S. (1995) Hoof Balance and Lameness - Improper Toe Length, Hoof Angle, and Mediolateral Balance. *Compendium on Cont. Educ. Pract. Vet.* 17, 1275-1278, 1280-1283
- Balch O. K., Ratzlaff M., Hyde M. L. und White K. (1991a) Locomotor effects of hoof angle and mediolateral balance of horses exercising on a high-speed treadmill: preliminary results. *Proc. Am. Ass. Equine Pract.* 37, 687-705

- Balch O. K., White K. und Butler D. (1991b) Factors Involved in the Balancing of Equine Hooves. *J. Am. Vet. Med. Ass.* 198, 1980-1989
- Barrey E. (1990) Investigation of the vertical hoof force distribution in the equine forelimb with an instrumented horseboot. *Equine Vet. J.* 22, 35-38
- Baxter G. M., Stashak T. S. und Hill C. (2011) Conformation and Movement. In: Baxter, G.M.: Adams and Stashak's Lameness in Horses. 6. Auflage, Wiley- Blackwell, Chichester, 73-108
- Butler D. (1995) The principles of horseshoeing II, 2. Auflage, Butler Publishing, La Porte, CO
- Carter E. J., Galuppo L. D., Snyder J. R. und Willits N. H. (2001) Evaluation of an in-shoe pressure measurement system in horses. *Am. J. Vet. Res.* 62, 23-28
- Caudron I., Grulke S., Farnir F., Vanshepdael P. und Serteyn D. (1998) In-shoe foot force sensor to assess hoof balance determined by radiographic method in ponies trotting on a treadmill. *Vet. Quart.* 20, 131-135
- Clayton H. M. (1991) Advances in Motion Analysis. *Vet. Clin. North Am. Equine Pract.* 7, 365-382
- Clayton H. M. (2004) Energetics. In: Clayton, H.M. (2004) The Dynamic Horse. Verlag Sport Horse Publications, Mason, 145-159
- Colahan P., Lindsey E. und Nunier C. (1993) Determination of the Center of Pressure of the Hooves of the Forelimbs of Horses Standing on a Flat Level Surface. *Acta Anat.* 146, 175-178
- Corbin I. (2004) Kinematische Analyse des Bewegungsablaufes bei Pferden mit Gliedmaßenfehlstellungen und deren Behandlung durch Beschlagskorrekturen. *Vet. Med. Diss.*, Hannover
- Dalin G. und Jeffcott L. B. (1985) Locomotion and gait analysis. *Vet. Clin. North. Am. Equine Pract.* 1, 549-572
- Dohne W. (1991) Biokinetische Untersuchungen am Huf des Pferdes mittels eines Kraftmeßschuhs. *Vet. Med. Diss.*, Hannover
- Dominik F. (1870) Theoretisch- praktische Anleitung zur Ausübung des rationellen Hufbeschlags. Verlag August Hirschwald, Berlin
- Dominik F. (1883) Der rationelle Hufbeschlagn. Selbstverlag des Verfassers, Berlin
- Eliashar E., McGuigan M. P. und Wilson A. M. (2004) Relationship of foot conformation and force applied to the navicular bone of sound horses at the trot. *Equine Vet. J.* 36, 431-435
- Eliashar E., McGuigan M. P., Rogers K. A. und Wilson A. M. (2002) A comparison of three horseshoeing styles on the kinetics of breakover in sound horses. *Equine Vet. J.* 34, 184-190
- Heel M. C. V. van, Barneveld A., Weeren P. R. van und Back W. (2004) Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: the effect of trimming. *Equine Vet. J.* 36, 778-782
- Heel M. C. V. van, Moleman M., Barneveld A., Weeren P. R. van und Back W. (2005) Changes in location of centre of pressure and hoof-unrollment pattern in relation to an 8-week shoeing interval in the horse. *Equine Vet. J.* 37, 536-540
- Heel M. C. V. van, Weeren P. R. van und Back W. (2006) Shoeing sound Warmblood horses with a rolled toe optimises hoof-unrollment and lowers peak loading during breakover. *Equine Vet. J.* 38, 258-262
- Hickmann J. (1983) Der richtige Hufbeschlagn. BLV- Verlagsgesellschaft, München - Wien - Zürich
- Hood D. M., Taylor D. und Wagner I. P. (2001) Effects of ground surface deformability, trimming, and shoeing on quasistatic hoof loading patterns in horses. *Am. J. Vet. Res.* 62, 895-900
- Hoppe B. (2002) Die Überprüfung des KODAK motion corder analyzer SR 500 zur Anwendung als Bewegungsanalysesystem beim Pferd. *Vet. Med. Diss.*, Hannover
- Johnston C. und Back W. (2006) Hoof ground interaction: when biomechanical stimuli challenge the tissues of the distal limb. *Equine Vet. J.* 38, 634-641
- Luo Z. P., Berglund L. J. und An K. N. (1998) Validation of F-Scan pressure sensor system: a technical note. *J. Rehabil. Res. Dev.* 35, 186-191
- Martens I., Carstensen V. und Stadler P. (2007) Computergestützte kinematographische Darstellung der Gliedmaßenführung der Vordergliedmaßen beim Pferd, *Pferdeheilkunde* 23, 3 220-227
- Martens I., Hoppe B. und Stadler P. (2008) Fußung und Gliedmaßenführung der Vordergliedmaßen beim unregelmäßig gestellten Pferd: Eine computergestützte kinematographische Analyse. *Pferdeheilkunde* 24, 6, S. 748-760.
- Merkens H. W., Schamhardt H. C., Hartman W. und Kersjes A. W. (1986) Ground Reaction Force Patterns of Dutch Warmblood Horses at Normal Walk. *Equine Vet. J.* 18, 207-214
- Morin E. L., Bryant J. T., Reid S. A. und Whiteside R. A. (2001) Calibration Issues of Tekscan Systems For Human Pressure Assessment. In: Soldier Mobility: Innovations in Load Carriage System Design and Evaluation, Kingston, Canada
- O'Grady S. E. (2011) Principles of Trimming and Shoeing. In: Baxter, G.M.: Adams and Stashak's Lameness in Horses. 6. Auflage, Wiley- Blackwell, Chichester, 1183-1193
- O'Grady S. E. und Poupard D. A. (2001) Physiological horseshoeing: an overview. *Equine Vet. Educ.* 13, 330-334
- Peham C., Müller M., Girtler D. und Scheidl M. (2000) Influence of hoof trimming to the ground reaction forces in horses at walk. *Wien. Tierärztl. Mschr.* 87, 77-83
- Perino V., Kawcak C. E., Frisbie D. D., Reiser R. F. und McIlwraith C. W. (2007) The accuracy and precision of an equine in-shoe pressure measurement system as a tool for gait analysis. *J. Equine Vet. Sci.* 27, 161-166
- Pollitt C. C. (1999) Farbatlas Huf. Verlag Schlütersche, Hannover
- Prietz G. (1985) Huf- und Klauenkunde mit Hufbeschlagslehre. S. Karger, Basel
- Reilly P. (2010) In-Shoe Force Measurements and Hoof Balance. *J. Equine Vet. Sci.* 30, 475-478
- Rogers C. W. und Back W. (2003) Wedge and eggbar shoes change the pressure distribution under the hoof of the forelimb in the square standing horse. *J. Equine Vet. Sci.* 23, 306-309
- Roland E. S., Hull M. L. und Stover S. M. (2005) Design and demonstration of a dynamometric horseshoe for measuring ground reaction loads of horses during racing conditions. *J. Biomech.* 38, 2102-2112
- Ruthe H., Müller H. und Reinhard F. (1997) Der Huf. 5. Auflage, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart
- Schamhardt H. C. und Merkens H. W. (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
- Schreyer J. (1997) Untersuchungen zum Hufhornwachstum und zur Hufform bei Pferden der Rasse Deutsches Reitpferd. *Vet. Med. Diss.*, Leipzig
- Seeherman H. J. (1991) The Use of High-Speed Treadmills for Lameness and Hoof Balance Evaluations in the Horse. *Vet. Clin. North Am. Equine Pract.* 7, 271-309
- Sumiya T., Suzuki Y., Kasahara T. und Ogata H. (1998) Sensing stability and dynamic response of the F-Scan in-shoe sensing system: a technical note. *J. Rehabil. Res. Dev.* 35, 192-200
- Weishaupt M. A., Musterle B., Bertolla R., Wehrli S., Geyer H., Wampfler B., Jordan P., Kummer M., Auer J. A. und Fürst A. (2006) The art of horseshoeing - between empiricism and science. *Schweiz. Arch. f. Tierheilkd.* 148, 64-72
- Weishaupt M. A., Wiestner T., Hogg H. P., Jordan P. und Auer J. A. (2004) Vertical ground reaction force-time histories of sound Warmblood horses trotting on a treadmill. *Vet. J.* 168, 304-311
- Willemen M. A., Savelberg H. H. C. M. und Barneveld A. (1997) The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. In: Willemen, M.A.: Horseshoeing, a biomechanical analysis. *Vet. Med. Diss.*, Utrecht, 65-80
- Wilson A. M., Seelig T. J., Shield R. A. und Silverman B. W. (1998) The effect of foot imbalance on point of force application in the horse. *Equine Vet. J.* 30, 540-545
- Wolfer R. (1948) Die Theorien und Methoden der Hufzubereitung. *Tierärztliche Umschau* 17/18, 272-279

Dr. Claudia Lange
Klinik für Pferde
Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover
Bünteweg 9
30559 Hannover
Claudialange.85@googlemail.com