

Die Lastverteilung bei der Lahmheit des Pferdes - Eine Analyse der Schwerpunktbewegung in Schritt und Trab

Heinz Hans Florian Buchner, Sabine Obermüller, Martin Scheidl

Universitätsklinik für Orthopädie bei Huf- und Klautentieren, Veterinärmedizinische Universität Wien, Österreich

Zusammenfassung

Der Körperschwerpunkt (KSP) hat eine Schlüsselrolle in der biomechanischen Bewegungsanalyse, denn seine Position und Bewegung bestimmen das Ausmaß und Verteilung der Belastung auf alle Gliedmaßen. In dieser kinematischen Studie werden die Auswirkungen von Lahmheiten auf die Bewegung des KSP untersucht und dessen Bedeutung für die Lahmheitskompensation in einer vergleichenden Analyse mit kinematischen und kinetischen Studien diskutiert. Das Bewegungsmuster von 12 Pferden wurde mit einem High-speed-Videosystem in Schritt und Trab auf einem Laufband vermessen. 30 Marker dienten zur Bestimmung der Bewegung von 20 Körpersegmenten. An zwei Versuchstagen wurden jeweils 3 Grade einer reversiblen Stützbeinlahmheit am Huf induziert: einmal an einer Vorderextremität und einmal an einer Hinterextremität. Durch die Verknüpfung der kinematischen Daten mit anatomischen, segmentalen Daten wurden 3D Positionen der segmentalen Schwerpunkte sowie des Gesamtkörperschwerpunktes berechnet. Die durch Lahmheit bedingte veränderte Position und Bewegung des KSP wurde in allen drei Bewegungsebenen qualitativ und quantitativ analysiert. Der KSP zeigte bei zunehmender Lahmheit deutlich veränderte Bewegungen, die am deutlichsten bei einer Vorderhandlahmheit im Trab ausgeprägt waren. Die vertikale Bewegung verringerte sich in der Stützbeinphase der lahmen Vorderextremität um 34%, während diese Verringerung bei einer Hinterhandlahmheit nur 15% betrug. Während der Stützbeinphase der gesunden Extremität zeigte sich bei der Vorderhandlahmheit eine kompensatorische Zunahme von 9% bei Vorderhandlahmheit und 7% bei der Hinterhandlahmheit. Die Position des KSP in der sagittalen Achse war während der stärksten Belastung der lahmen Vordergliedmaße um 9mm nach hinten verschoben, während diese Position bei der Hinterhandlahmheit eine bemerkenswerte Stabilität ohne jede Veränderung zeigte. Auch in der transversalen Ebene war die mittlere Position des KSP bei Hinterhandlahmheit unverändert, während bei Vorderhandlahmheit die gesunde Gliedmaße näher unter dem KSP geführt wurde, die lahme mehr seitlich. Die Ergebnisse zeigen die dominierende Rolle der dynamischen Komponenten, wie die vertikale Beschleunigung des KSP und des Drehmoments von Kopf und Halssegment. Die statische Komponente, die horizontale Verschiebung des KSP, ist von geringer Bedeutung. Das Zusammenspiel von Kopf- und KSP-Bewegung sowie eine veränderte zeitliche Koordination der Gliedmaßen ermöglicht eine effektive Entlastung des schmerzhaften Gliedmaße ohne entsprechende Mehrbelastung der anderen Extremitäten.

Schlüsselwörter: Kinematik, Schwerpunkt, Lahmheit, Biomechanik, Pferd

Load distribution in equine lameness: a centre of mass analysis at the walk and the trot

The body centre of mass (BCM) is a key factor in the analysis of equine gait, as its position and movement determines the distribution and magnitude of loads on the limbs. In this kinematic study changes in the position and the three-dimensional movement of the BCM due to lameness were studied, their significance for lameness compensation analysed and with kinematic and kinetic studies compared. The kinematics of 12 horses while walking and trotting on a treadmill were recorded using a high speed video system. A segment model was defined with 30 markers representing 20 body segments. A transient lameness model was used to induce three degrees of fore- and hind limb lameness on two different days. Based on segmental inertial data 3D segmental centres of mass as well as the BCM were calculated. The changes in BCM movement due to lameness were analysed in all three movement axes. The BCM movement showed distinct changes with increasing lameness, which was most obvious during forelimb lameness at the trot. During moderate forelimb lameness vertical displacement of the BCM showed a 34% reduced amplitude during the stance phase of the lame limb, while reduction during hind limb lameness was only 15%. During the stance phase of the contralateral sound limb a 9% compensatory increase during forelimb lameness and 7% during hind limb lameness was found. In the sagittal direction the BCM during midstance moved 9 mm backwards during the stance phase of the lame forelimb. During hind limb lameness no change in sagittal movement was found. Also in the transversal movement mean position of the KSP was unchanged during hind limb lameness, while a slight, but significant shift of the BCM to the side of the sound forelimb was found during forelimb lameness. The results show a dominant role of the dynamic components, such as vertical acceleration of BCM and the moment of head and neck segments. Static components, i.e. changes in horizontal position of the BCM are of minor significance. The combined effects of head and BCM-movement allow for an effective unloading of the painful limb without overloading of the other limbs.

Keywords: kinematics, centre of mass, lameness, horse, biomechanics

Einleitung

Die genaue Beurteilung des gestörten Gangbildes eines Pferdes war schon immer die Basis für die Lahmheitsdiagnostik eines Pferdeterarztes. Die Beobachtung verschiedener Abweichungen in den Bewegungen, wie asymmetrische Kopf- und Kruppenbewegung oder Änderungen in der Bewegung

der Gliedmaßen, ermöglicht die Zuordnung einer Lahmheit zu Erkrankungen in einer oder mehreren Extremitäten. Da viele Details der Pferdebewegung mit freiem Auge schwer erkennbar sind, wurde schon am Ende des 19. Jahrhunderts durch *Eadward Muybridge* begonnen die Bewegung von Pferden photographisch zu erfassen. Neben vielen Photoplat-

ten von gesunden Pferden in den verschiedensten Gangarten hat *Muybridge* auch schon kinematographische Aufnahmen von drei lahmen Pferden veröffentlicht (*Muybridge* 1899). Die moderne Bewegungsanalyse seit Beginn der 80er Jahre setzte sich neben den verschiedenen Aspekten der Sportphysiologie auch das Ziel die Gangabweichungen von lahmen Pferden zu differenzieren, sowie die zugrundeliegenden Kompensationsmechanismen zu verstehen (*Leach* und *Crawford* 1983). Seither konnten umfassende Studien sowohl mit kinematischen als auch mit kinetischen Methoden die Charakteristika von Lahmheiten im Detail beschreiben. Wurden mittels der Kinematik zunächst typische Bewegungen von Kopf, *Tuber coxae* und die zeitliche Koordination der Gliedmaßen von Patienten herausgegriffen (*Girtler* 1984, *Grant* 1985, *Clayton* 1986 und *Ratzlaff* 1988), so haben experimentelle Studien mittels Lahmheitsmodellen allgemeine Einsichten in die Kompensationsbewegungen ermöglicht (*Back et al.* 1993, *Peloso et al.* 1993, *Buchner et al.* 1995, 1996a, b). Parallel dazu konnten in kinetischen Studien die Entlastung des erkrankten Beines und die Umverteilung der Last auf die anderen Beine mittels Kraftmessplatten gemessen werden (*Gingerich et al.* 1979, *Merkens und Schamhardt* 1988, *Morris und Seeherman* 1987).

Als verbindendes Element zwischen Kinematik und Kinetik, um aus den Bewegungen eines Objektes genaue Berechnungen der wirkenden Kräfte im Körper und am Boden durchführen zu können, wird der Körperschwerpunkt angesehen (*Leach* 1986). Der Körperschwerpunkt (KSP) ist definiert als das Zentroid aller Masseteilchen eines Körpers (*Nigg* 1994), und seine Position sowie Bewegung bestimmen die Kraftverteilung auf die Gliedmaßen und das Ausmaß der äußeren Bewegungsarbeit (*Cavagna et al.* 1963). Analysen des KSP beim Menschen werden daher sowohl in der biomechanischen Grundlagenforschung (*Winter* 1979) als auch in der klinischen Diagnostik eingesetzt (*Iida und Yamamuro* 1987, *Saunders et al.* 1953, *Simon et al.* 1977).

Beim Pferd liegt der KSP von der Seite gesehen etwa auf der Höhe des 13. Brustwirbels und etwa 2 cm unter der Höhe des Hüftgelenkes (*Buchner et al.* 2000). Die Lageveränderung des KSP bei einem lahmen Pferd hat schon *Krüger* (1941) zeichnerisch dargestellt. Er sah in dem Vorwärts/Abwärtsstrecken des Kopfes bei Belastung des gesunden Beines die Grundlage für eine Verlagerung des KSP nach vorne und umgekehrt bei Belastung des lahmen Beines eine Verlagerung nach hinten. *Leach* (1991) sieht in dieser KSP-Verschiebung einen Schlüsselfaktor aller Kompensationsmechanismen bei Lahmheit. Der Einfluss des KSP durch eine Verschiebung der craniocaudalen Position (statische Komponente) wird von *Kastner* (1989) den Effekten durch veränderte vertikale Beschleunigungen von Kopf und KSP (dynamische Komponente) gegenübergestellt und als gering eingeschätzt. *Vorstenbosch et al.* (1997) überprüften diese beiden Komponenten in einer Modellberechnung der Gliedmaßenbelastung auf Grund der kinematischen Daten der Kopfbewegung von lahmen Pferden. Dabei stellten sie fest, dass im Trab die veränderte Position des Kopfes (statische Komponente) nur eine sehr geringe Wirkung im Vergleich zu den dynamischen Effekten der veränderten Kopf- und Rumpfbewegung hat.

In der vorliegenden Arbeit soll die Bewegung des KSP bei lahmen Pferd dargestellt und seine Bedeutung für die Lahmheitskompensation untersucht werden. Die dreidimensionale Bewegung des KSP bei Pferden soll bei mehreren Graden einer Vorder- als auch Hinterhandlahmheit in Schritt und Trab

bestimmt werden. Die Veränderungen der KSP-Bewegung sollen mit bekannten Erkenntnissen aus Kinematik und Kinetik von lahmen Pferden verglichen werden und ihre Bedeutung als zentraler Mechanismus der Lahmheitskompensation diskutiert werden.

Material und Methoden

Material

12 Pferde der Veterinärmedizinischen Universität Wien (Alter 4-22 Jahre, Gewicht 450-670 kg) wurden in die Untersuchung einbezogen. Alle Pferde waren bei einer orthopädischen Untersuchung lahmheitsfrei und an die Bewegung auf einem Laufband (Mustang 2200, Kagra AG, Fahrwangen, Switzerland) sowie die Messumgebung gewöhnt (*Buchner et al.* 1994).

Segment Modell

Zur Berechnung des KSP wurde ein 20-Segment-Modell gewählt. Entsprechend verfügbaren biomechanischen Grunddaten (*Buchner et al.* 1997) wurden folgende Segmente definiert: Kopf, Hals, Rumpf, Schweif, Schulter, Unterarm, Rohrbein und Zehe für jede Vorderextremität und Oberschenkel, Unterschenkel, Rohrbein und Zehe für jede Hinterextremität. Jedes Segment wurde durch zwei kinematische Marker festgelegt. Mit dieser Anordnung konnte keine Drehbewegung in der Längsachse der Segmente bestimmt werden, jedoch sind diese Drehbewegungen sehr klein und wurden in der Analyse daher vernachlässigt. Weitere Marker am Rücken (Widerrist (Th5), Sattellage (Th16), Lumballage (L3), Kreuzbein (S1)) ermöglichten eine Relativierung der KSP-Position zu äußerlich sichtbaren Punkten am Pferdekörper.

Lahmheitsmodell

Zur Provokation einer uniformen, reversiblen Vorder- bzw. Hinterhandlahmheit wurde das Schraubenlahmheitsmodell von *Merkens und Schamhardt* (1988) gewählt. Dabei wird mittels rundköpfigen Schrauben an der Innenseite der Hufeisenschenkel Druck auf die Sohle des Pferdes ausgeübt, ohne diese zu verletzen. So wird vorwiegend während der vollen Belastung ein Druckschmerz ausgelöst und damit eine entsprechende Stützbeinlahmheit induziert. Jeweils 3 Grade einer Stützbeinlahmheit (Grad 1 und Grad 2 im Trab, Grad 2 und 3 im Schritt (*Stashak* 1987)) wurden sowohl für eine Vorder- bzw. Hinterhandlahmheit an zwei verschiedenen Tagen induziert. Diese Gradeinteilung hat eine Skala von 0 bis 4, wobei der Grad 1 nur im Trab, aber nicht im Schritt sichtbar ist, Grad 2 gut sichtbar im Trab und gerade sichtbar im Schritt und Grad 3 gut sichtbar im Schritt ist. Jeweils am Ende der letzten Messung wurden die Schrauben wieder vollständig entfernt und die Pferde waren danach wieder lahmheitsfrei.

Kinematische Messung

30 passive Marker wurden entsprechend dem Segmentmodell an definierten Punkten des Körpers auf der Haut befestigt. Nach einer Aufwärmphase wurden die Pferde auf dem Laufband in Schritt (1.6 m/s) und im Trab (3.5 m/s) jeweils

ohne Lahmheit (Lahmheit 0) gemessen. Anschließend wurden je 2 Lahmheitsgrade im Schritt (Grad 3 und 2) und im Trab (Grad 2 und 1) gemessen. Die Aufnahmen wurden mit dem ExpertVision® Analysis High Speed Video System (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, California, USA) durchgeführt, wobei linke und rechte Körperseite simultan mit 6 Kameras jeweils 10 sek lang mit einer Messfrequenz von 120 Hz aufgenommen wurden. Die Kameras hatten eine Auflösung von 240 x 833 Bildpunkten mit einem Messfeld von 3 x 4 m. Nach der Kalibration der Kameras wurden die Marker semiautomatisch digitalisiert und die Rohdaten mittels eines low-pass Butterworth Filter mit einer cut-off Frequenz von 20 Hz (Gliedermaßen) bzw 5 Hz (Rumpf und Kopf) geglättet.

KSP-Berechnung

Durch die Verknüpfung der kinematischen Daten aller Körpersegmente mit den anatomischen, segmentalen Daten (Buchner et al. 1997) wurden die 3D Positionen aller segmentalen Schwerpunkte für jeden Messmoment berechnet. Mittels einer gewichteten Summation aller segmentalen Schwerpunkte wurde im zweiten Schritt die x-, y- und z-Position des Gesamtkörperschwerpunktes für jeden Moment bestimmt. Folgende Parameter wurden für alle Lahmheitsgrade qualitativ und quantitativ analysiert: die Bewegungszyklusdauer, die Bewegung des KSP in allen drei Bewegungsachsen: vorwärts/rückwärts (x-Achse), seitlich (y-Achse) und vertikal (z-Achse), der Bewegungsumfang des KSP und seine Position während ausgewählter Bewegungsphasen relativ zu Rumpf oder Extremitäten: x-Achse: die Differenz zwischen der x-Position während der Mitte der Stützbeinphase von lahmen und gesunden Bein („x Stützdifferenz“); y-Achse: Mittlere Position relativ zum Rumpf am Th 16 („y-Rel.-Th16“) und mittlere Position relativ zur mittleren Position beider Vorderhufe („y-Rel.-Hufe“); z-Achse: Bewegungsumfang des KSP in der vertikalen Richtung („Amplitude“) sowie die maximale vertikale Beschleunigung während der Stützbeinphase der lahmen und gesunden Extremität („Beschleunigung“).

Bestimmung von Fesselgelenkwinkeln

Als Ergänzung und als Basis für die Diskussion wurden zusätzliche Ergebnisse von kinematischen Untersuchungen über die

Veränderungen im Fesselgelenkwinkel bei lahmen Pferden (Buchner et al. 1996a), die bereits teilweise publiziert sind, in die Arbeit aufgenommen. Bei diesen Untersuchungen wurden vergleichbare Grade von Lahmheiten mit demselben Lahmheitsmodell induziert und die Fesselgelenkwinkel aller 4 Gliedermaßen kinematisch quantifiziert. Die Winkel der Fesselgelenke aller Gliedermaßen wurden mittels der Winkel im Stande der Ruhe standardisiert, negative Werte zeigen eine Hyperextension, positive Werte eine Beugung relativ zur Ruhelage (Back et al. 1995).

Statistik

Alle Variablen wurden auf Unterschiede durch die Induktion der Lahmheit einer Varianzanalyse mit Messwiederholung (MANOVA) unterzogen. Anschließend wurden mittels gepaarten t-tests die einzelnen Lahmheitsgrade miteinander verglichen. Als Signifikanzgrenze wurde $p < 0.05$ gewählt. Alle Ergebnisse werden als Mittelwerte mit Standardabweichungen präsentiert.

Der gesamte methodische Aufbau der Untersuchung war durch die zuständige Tierversuchskommission der Veterinärmedizinischen Universität Wien genehmigt worden.

Ergebnisse

In Schritt und Trab zeigten die Pferde mit zunehmender Lahmheit eine Verkürzung der Bewegungszyklusdauer (Tab 1, 2). Dies war im Trab deutlich und statistisch signifikant, im Schritt nur als nicht signifikante Tendenz erkennbar. Die Bewegung des KSP ohne Lahmheit gleicht weitgehend dem Bewegungsmuster des Rumpfes, zeigt jedoch in allen drei Dimensionen deutlich kleinere Amplituden. Die Form der Bewegungskurve am Laufband ist typisch für Schritt und Trab (Abb. 1): Im Schritt von der rechten Seite aus gesehen ähnelt die Kurve einer doppelten Acht, wobei eine geringere Regelmäßigkeit der Bewegung als im Trab auffällig ist. Unterschiede in den Graphen in den beiden gesunden Messungen (a zu b und c zu d) zeigen individuelle Schwankungen zwischen verschiedenen Tagen. In Trab zeigt die Kurve eine nahezu symmetrische doppelte Kreisbewegung deren tiefster Punkt in der Mitte der Stützbeinphase erreicht wird, der höchste in der Mitte der Schwebephase.

Variable	Stützbeinphase	Lahmheitsgrad		
		0	2	3
Vorderhandlahmheit				
Bewegungszyklusdauer (s) KSP		1.064 (0.068)	1.059 (0.044)	1.034 (0.066)
X	Stützdifferenz (m)	-0.003 (0.008)	-0.000 (0.008)	-0.003 (0.006)
Y	Rel. Th16	-0.002 (0.016)	-0.005 (0.013)	-0.005 (0.011)
	Rel. Hufe (m)	0.006 ^a (0.038)	0.013 ^b (0.024)	0.023 ^b (0.039)
Z	Amplitude (m)			
	L	0.016 (0.011)	0.017 (0.012)	0.016 (0.010)
	G	0.024 (0.010)	0.025 (0.009)	0.024 (0.010)
Hinterhandlahmheit				
Bewegungszyklusdauer (s) KSP		1.075 (0.063)	1.073 (0.067)	1.062 (0.063)
X	Stützdifferenz (m)	0.002 (0.006)	0.001 (0.005)	0.002 (0.005)
Y	Rel. Th16	-0.003 (0.019)	-0.001 (0.016)	0.000 (0.012)
	Rel. Hufe (m)	0.004 (0.035)	-0.001 (0.033)	-0.002 (0.023)
Z	Amplitude (m)			
	L	0.020 ^a (0.006)	0.016 ^b (0.005)	0.016 ^b (0.007)
	G	0.022 (0.009)	0.022 (0.009)	0.022 (0.010)

Tab 1 Kinematische Variablen des KSP von 12 Pferden ohne Lahmheit und mit je 2 Graden einer Vorder- und Hinterhandlahmheit im Schritt (1.6 m/s).

Kinematic variables of the BCM in 12 horses without and with 2 degrees of fore or hind limb lameness at the walk (1.6 m/s)

x-Stützdifferenz: Differenz zwischen der x-Position während der Mitte der Stützbeinphase von lahmen und gesunden Bein. y-Rel.-Th 16: Mittlere Position relativ zum Rumpf am Th16. y-Rel.-Hufe: Mittlere Position relativ zur mittleren Position beider Vorderhufe. l: Wert während der Stützbeinphase des lahmen Beines. g: Wert während der Stützbeinphase des gesunden Beines. Verschiedene Superscripts in einer Reihe bedeuten signifikant unterschiedliche Werte ($p < 0.05$).

Tab 2 Kinematische Variablen des KSP von 12 Pferden ohne Lahmheit und mit je 2 Graden einer Vorder- und Hinterhandlahmheit im Trab (3.9 m/s).

Kinematic variables of the BCM in 12 horses without and with 2 degrees of fore or hind limb lameness at the trot (3.9 m/s)

x-Stützdifferenz: Differenz zwischen der x-Position während der Mitte der Stützbeinphase von lahmen und gesunden Bein. y-Rel.-Th 16: Mittlere Position relativ zum Rumpf am Th16. y-Rel.-Hufe: Mittlere Position relativ zur mittleren Position beider Vorderhufe. l: Wert während der Stützbeinphase des lahmen Beines. g: Wert während der Stützbeinphase des gesunden Beines. Verschiedene Superscripts in einer Reihe bedeuten signifikant unterschiedliche Werte ($p < 0.05$).

Variable	Stützbeinphase	Lahmheitsgrad			
		0	1	2	
Vorderhandlahmheit					
Bewegungszyklusdauer (s)	KSP	0.689 ^a (0.027)	0.686 ^a (0.031)	0.669 ^b (0.044)	
X	Stützdifferenz (m)	-0.001 ^a (0.004)	-0.001 ^a (0.006)	-0.009 ^b (0.009)	
Y	Rel. Th16	-0.000 (0.014)	-0.007 (0.013)	-0.005 (0.013)	
	Rel. Hufe (m)	0.005 ^a (0.027)	0.010 ^{ab} (0.027)	0.017 ^b (0.030)	
Z	Amplitude (m)	0.053 ^a (0.007)	0.046 ^b (0.007)	0.035 ^c (0.013)	
		g	0.053 ^a (0.007)	0.054 ^a (0.006)	0.058 ^b (0.009)
	Beschleunigung (m/s ²)	l	9.4 ^a (1.4)	8.3 ^b (1.2)	7.4 ^b (1.4)
		g	8.4 (0.9)	8.4 (0.7)	8.1 (1.0)
Hinterhandlahmheit					
Bewegungszyklusdauer (s)	KSP	0.695 ^a (0.032)	0.694 ^a (0.038)	0.686 ^b (0.038)	
X	Stützdifferenz (m)	0.000 (0.006)	-0.000 (0.004)	-0.000 (0.003)	
Y	Rel. Th16	-0.001 (0.013)	0.005 (0.013)	0.004 (0.010)	
	Rel. Hufe (m)	-0.004 (0.031)	-0.004 (0.036)	-0.003 (0.033)	
Z	Amplitude (m)	0.052 ^a (0.009)	0.048 ^b (0.011)	0.044 ^c (0.011)	
		g	0.055 ^a (0.007)	0.059 ^b (0.009)	0.059 ^b (0.008)
	Beschleunigung (m/s ²)	l	8.8 (1.3)	8.7 (1.4)	8.1 (1.5)
		g	8.9 (0.8)	9.2 (1.5)	9.0 (1.2)

Durch Lahmheit kommt es zu charakteristischen Veränderungen in allen drei Bewegungsachsen (Abb. 1), wobei im Schritt bei Hinterhandlahmheiten geringere Anpassungen zu finden waren, als bei den Vorderhandlahmheiten. Bei Vorderhandlahmheit senkt sich der KSP während der Stützbeinlahmheit des lahmen Beines weniger weit ab und kommt dafür etwas

weiter nach kaudal. In der Stützbeinphase des gesunden Beines stößt sich das Pferd um so fester ab und erreicht eine größere vertikale Amplitude, als ohne Lahmheit.

Die quantitative Analyse der KSP-Bewegung ergab nur wenige Veränderungen im Schritt, aber deutliche Veränderungen im Trab in allen drei Bewegungsachsen. Alle Parameter im Schritt zeigten relativ große Standardabweichungen in den Werten jedes Pferdes, als auch zwischen den Pferden (Tab. 1). Nur die Verringerung der vertikalen Amplitude bei der Belastung der lahmen Hinterextremität um 4 mm erreichte ein statistisch signifikantes Ausmaß. In der y-Achse war eine Verschiebung des Schwerpunktes um 23 mm in Richtung der gesunden Vorderextremität nachweisbar.

Im Trab waren sowohl bei der Vorder- als auch der Hinterhandlahmheit deutliche Veränderungen nachweisbar. Im Mittel verringerte sich bei Lahmheitsgrad 2 die vertikale Bewegung (z-Amplitude) in der Stützbeinphase der lahmen Vorderextremität um 33%, während diese Verringerung bei einer Hinterhandlahmheit nur 15% betrug (Tab. 2). Während der Stützbeinphase der gesunden Extremität zeigte sich bei der Vorderhandlahmheit eine kompensatorische Zunahme der z-Amplitude von 9% bei Vorderhandlahmheit und 7% bei der Hinterhandlahmheit. Entsprechend veränderte sich auch die vertikale Beschleunigung: in der Stützbeinphase der lahmen Extremität verringerte sie sich um 21% bei der Vorderhandlahmheit und um 8% bei der Hinterhandlahmheit. Die vertikale Beschleunigung in der Stützbeinphase der gesunden Extremität zeigte jedoch sowohl bei Vorder- als auch Hinterhandlahmheit keine signifikante Veränderung. Die Position des KSP in der sagittalen Achse (Vorwärts-Rückwärts) war im Moment der stärksten Belastung der lahmen Vordergliedmaße um 9 mm weiter nach hinten verschoben als bei der Belastung der gesunden Extremität: Dagegen zeigten die Pferde bei der Hinterhandlahmheit eine bemerkenswerte Stabilität der Sagittalposition ohne jede Veränderung. In der transversalen Achse war ebenfalls nur bei der Vorderhandlahmheit eine Verschiebung des KSP um 17 mm hin zu der gesunden Vordergliedmaße nachweisbar.

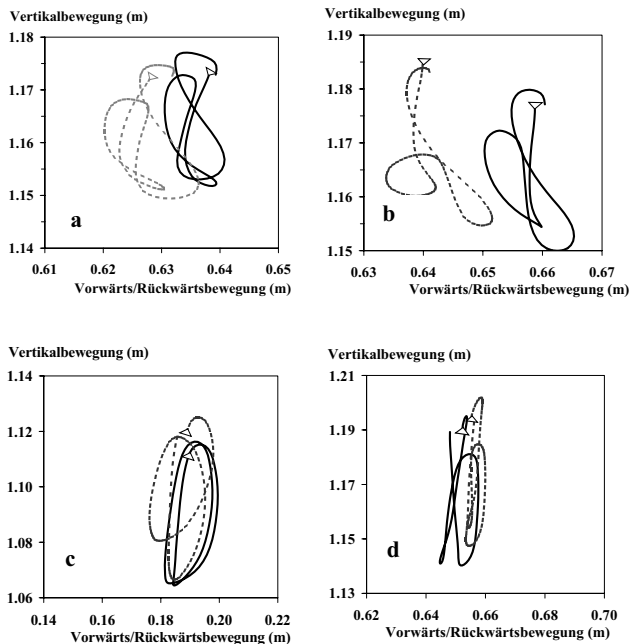


Abb 1 Bewegung des Körperschwerpunktes in der xz-Ebene eines Pferdes in Schritt (a, b) und Trab (c, d) jeweils ohne Lahmheit (---) und bei einer Vorder- (a, c) und Hinterhandlahmheit (b, d) mittleren Grades (—). Der Pfeil markiert den Beginn der Stützbeinphase (Schritt) bzw. der Schwebeperiode vor der Landung (Trab) der lahmen Gliedmaße.

Motion pattern of the BCM in the xz-plane of a horse at the walk (a, b) and the trot (c, d) without (---) and with moderate (—) forelimb (a, c) and hind limb lameness (b, d). The arrow points to the start of the stance phase (walk) or suspension phase (trot) before landing of the lame limb.

Gliedermaße		Lahmheit		
		0	1	2
Vorderhand- lahmheit	Vorne lahm	-19.1 ^a	-17.0 ^b	-11.5 ^c
	Vorne contralateral	-20.0 ^a	-21.2 ^b	-21.9 ^b
	Hinten sagittal	-21.6 ^a	-20.9 ^a	-19.0 ^b
	Hinten diagonal	-22.3	-22.4	-22.6
Hinterhand- lahmheit	Hinten lahm	-21.5 ^a	-17.5 ^b	-14.2 ^c
	Hinten contralateral	-19.7 ^a	-21.5 ^b	-21.2 ^b
	Vorne sagittal	-19.8	-20.4	-19.5
	Vorne diagonal	-20.0	-19.9	-19.8

Tab 3 Maximaler Hyperextensionwinkel der Fesselgelenke von 11 Pferden im Trab (3.5 m/s) ohne Lahmheit und mit 2 Grad einer induzierten Vorder- und Hinterhandlahmheit

Maximal hyperextension of the fetlock joint angle of 11 horses at the trot (3.5 m/s) without and with 2 degrees of induced forelimb or hind limb lameness

Verschiedene Superscripts in einer Reihe bedeuten signifikant unterschiedliche Werte ($p < 0.05$)

Die Auswirkungen der Lahmheiten an den Fesselgelenken aller Gliedermaßen zeigt Tab. 3: An der lahmen Extremität ist in der Mitte der Stützbeinphase jeweils eine deutliche Verringerung im Überstrecken des Gelenkes zu finden, im Trab bei Lahmheit vorne um 7.6 Grad, bei Lahmheit hinten um 7.3 Grad. Eine signifikante etwas stärkere Streckung ist bei den kontralateralen Extremitäten zu finden (Lahmheit vorne + 1.9 Grad, Lahmheit hinten + 1.5 Grad). Das Überstrecken des Fesselgelenks beim sagittalen Hinterbein bei Vorderhandlahmheit ist um 1.6 Grad verringert, alle anderen Winkel waren nicht signifikant verändert.

Diskussion

Mit der vorliegenden Untersuchung über die Bewegung des Körperschwerpunktes bei Lahmheit soll eine integrierende Analyse der Mechanismen erfolgen, mittels derer Pferde auf Schmerzen in ihrem Bewegungsapparat reagieren. Dem KSP wird bei diesen Kompensationsmechanismen eine Schlüsselrolle zugewiesen und dabei vor allem die Vorwärts-Rückwärts-Verschiebung des KSP als wesentliches Mittel zur Lastreduktion des schmerzhaften Beines angesehen (Krüger 1941, Leach 1986).

Die Anpassungen der KSP-Bewegung bei Lahmheit zeigen weitgehend einheitliche Prinzipien bei allen vier untersuchten Situationen (Schritt/Trab, Vorder-/Hinterhandlahmheit), jedoch in unterschiedlicher Ausprägung. Am deutlichsten zeigen sich die Anpassungen im Trab bei einer Vorderhandlahmheit, daher eignen sich diese am Besten für die allgemeine Diskussion. Die besonderen Veränderungen bei Hinterhandlahmheit und bei Lahmheit im Schritt sollen im Anschluss besprochen werden. Im Trab sind Veränderungen des KSP Bewegungsmusters in allen 3 Bewegungsachsen nachzuweisen. Tatsächlich findet sich eine signifikante Verschiebung der Position des KSP in der craniocaudalen (x) Achse während der Stützbeinphase der lahmen Diagonale nach caudal. Diese Verschiebung beträgt jedoch selbst bei Lahmheitsgrad 2 nur 9 mm. Der Lastanteil, den die Vordergliedmaßen an der Gesamtlast tragen ist von der horizontalen Lage des KSP abhängig und wird bei gesunden Pferden mit etwa 53% angegeben (Merkens et al. 1993, Morris und Seeherman 1987). Nimmt man den Abstand zwischen Vorder und Hintergliedmaße mit etwa 1.20 m an, so bedeutet eine Verschiebung des KSP von 9mm nach caudal eine Lastverschiebung von 0.75% auf die Hinterextremität. Diese Entla-

stung ist sehr klein im Vergleich zu den tatsächlich gemessenen Lastverringerungen, die z.B. Clayton et al. (2000) bei Pferden mit induzierten Sehnenentzündungen mit 28% angegeben werden, oder bei Karpalgelenkslahmheit mit 10 % (Morris und Seeherman 1987). Damit bestätigt sich auch die Modellberechnung von Vorstenbosch et al. (1997), nach der die durch craniocaudale Kopfbewegung bedingte Entlastung nur äußerst gering und unbedeutend für die Lahmheitskompensation ist. Somit müssen andere Faktoren für die Entlastung verantwortlich sein.

Bei der Analyse der seitlichen Bewegung zeigen sich kleine, aber signifikante Unterschiede in der Position des KSP. Im allgemeinen sind die seitlichen Bewegungen klein, die Amplitude bleibt in Schritt und Trab unter 2 cm (Buchner et al. 2000). Die mittlere Position im Rumpf bleibt bei Lahmheit unverändert, es gibt keine seitliche Verschiebung durch eine seitliche Kopf-Halshaltung. Es kommt aber durch eine andere Gliedermaßenführung zu einer Verschiebung des KSP relativ zu den Hufen. Die gesunde Gliedermaße wird mehr unter dem Rumpf geführt, die lahme etwas weiter außen. Diese kleine Anpassung verstärkt die Wirkung der craniocaudalen Verschiebung von der lahmen zu der gesunden diagonalen Gliedermaße geringfügig.

Die markantesten Veränderungen des Bewegungsbildes bei zunehmender Lahmheit sind in der vertikalen Bewegung des KSP zu finden. Im Trab zeigt der KSP eine sehr regelmäßige, sinusförmige Auf- und Abbewegung mit seinem tiefsten Punkt in der Mitte der Stützbeinphase beider Diagonalen. Von der Seite gesehen ergibt dies am Laufband die kreisförmige Bewegung wie in Abbildung 1c dargestellt. Bei Lahmheit verringert sich die vertikale Amplitude deutlich während der Belastung der schmerzhaften Gliedermaße (-33%) und nimmt während der Belastung des gesunden Gliedermaßenpaares kompensatorisch zu, jedoch in einem geringeren Ausmaß (+9%). Diese Charakteristik entspricht genau dem bekannten Muster der Rumpf- und Kopfbewegung von lahmen Pferden (Buchner et al. 1996b), wobei die Kopfbewegung verglichen mit Rumpf- und KSP-Bewegung die größten Exkursionen zeigt und dadurch, mit dieser deutlich sichtbaren Asymmetrie, den wichtigsten Lahmheitsindikator in der orthopädischen Diagnostik darstellt (Stashak 1987).

Biomechanisch noch interessanter ist die Veränderung in der vertikalen Beschleunigung. Sie lässt sich direkt aus der verti-

kalen Bewegung ableiten und zeigt während der Stützbeinphase der lahmen Diagonale eine Verminderung um 22%. Damit ergibt sich eine um 22% geringere vertikale Kraft aus dieser Bewegung, da die Kraft das Produkt aus der Körpermasse (die ja konstant bleibt) und der Beschleunigung ist. Somit erweist sich die Verringerung der vertikalen Bewegung während der Belastung des lahmen Beines als wesentlicher Faktor in den Bemühungen des Pferdes das schmerzhafte Bein zu entlasten. Betrachtet man die entsprechende maximale vertikale Beschleunigung bei Belastung der kontralateralen, gesunden Vorderbeines, so findet sich hier überraschenderweise keine entsprechende signifikante Erhöhung. Ist die resultierende vertikale Bewegung bei Lahmheitsgrad 2 noch geringgradig erhöht, ist die maximale vertikale Beschleunigung sogar tendenziell kleiner (Tab 2). Wie ist dies möglich? Die gesamte vertikale Beschleunigung während einer längeren Zeiteinheit muss ja gleich (entsprechend der Erdbeschleunigung) bleiben, falls das Pferd nicht bergauf oder bergab geht. Diese Diskrepanz zwischen Senkung der maximalen Beschleunigung beim lahmen Bein und fehlender Steigerung beim gesunden Bein ist auch schon bei Untersuchungen mit Hilfe von Kraftmessplatten aufgefallen (Morris und Seeherman 1987, Clayton et al. 2000). Die Erklärung liegt in dem Unterschied zwischen der maximalen vertikalen Beschleunigung bzw. maximalen vertikalen Kraft und der Gesamtkraft (Impuls) während eines Bewegungszyklus oder während einer Sekunde. Die Pferde verringern die Maximalkraft durch eine gleichmäßigere Unterstützung stärker als den Impuls. Morris und Seeherman (1987) berichten von einer Reduktion der maximalen Kraft im lahmen Bein um 11%, in der Gesamtkraft jedoch nur um 8%. Auch Clayton et al. (2000) fanden eine größere Reduktion von Maximalkraft (-28%) im Vergleich zum Impuls (-16%). Umgekehrt wirkt es sich beim kontralateralen gesunden Bein aus. Trotz unveränderter Spitzenlast (unveränderter maximaler vertikaler Beschleunigung) steigt der vertikale Impuls signifikant an, bei Morris und Seeherman (1987) um 5%, bei Clayton et al. (2000) um 15%. Diesen deutlichen Unterschied zwischen maximaler Kraft und Impuls erreichen die Pferde durch die wiederholt nachgewiesene schnellere Schrittfrequenz (Tab. 2) bei relativ verlängerter Stützbeinphasendauer (Buchner et al 1995, Tietje 1992, Keegan et al. 1997). Die Pferde verbringen also mit allen Hufen mehr Zeit am Boden und weniger in der Schwebephase, und haben so mit diesem mehr schleichenden Gangbild mehr Zeit um den Körper zu heben und lassen ihn kürzere Zeit fallen.

Zu den Effekten der veränderten vertikalen Bewegung des KSP kommt noch ein wichtiger Faktor hinzu: die aktive Kopfbewegung. Betrachtet man die Fesselgelenkwinkel der Hintergliedmaßen bei einer Vorderhandlahmheit, so zeigt sich während der Stützbeinphase der lahmen Diagonale trotz geringerer vertikaler Beschleunigung des KSP dort kein verringertes Durchtreten, also keine Entlastung wie bei der Vordergliedmaße (Tab 3). Und darüberhinaus findet sich bei der Stützbeinphase der gesunden Diagonale nicht nur keine Erhöhung, sondern sogar eine signifikante Verringerung des Durchtretens in der Fessel, was auch schon in kinetischen Studien nachgewiesen wurde (Morris und Seeherman 1987). Diese weitere Lastumverteilung wird vom Pferd über die aktive, deutlich asymmetrische Kopfbewegung erreicht. Durch die relativ zu den Gliedmaßen und KSP exponierte Lage des Kopfes bewirkt die asymmetrische Kopfbewegung nicht nur die

bereits beschriebene, geringe Lageveränderung des KSP, sondern wirkt viel stärker auch durch das veränderte Drehmoment von Kopf und Hals auf den Rumpf. Eine große vertikale Beschleunigung des Kopfes (deutliches Absenken und Heben) erhöht dabei die Kraft auf das Vorderbein und verringert zugleich die Kraft auf das Hinterbein. Der Umfang dieser Drehkräfte wurde von Vorstenbosch et al. (1997) in ihrem Modell berechnet und ergab eine deutliche Verschiebung der Kraft auf die Gliedmaßen von vorne nach hinten bei der Belastung der lahmen Vordergliedmaße und umgekehrt von hinten nach vorne bei Belastung der gesunden Vorderextremität. Bei einer Vorderhandlahmheit führt die Summation von veränderter vertikaler KSP-Bewegung (Verringerung der Last), der horizontalen KSP-Verschiebung (geringe Erhöhung) sowie des Kopfdrehmoments (deutliche Erhöhung der vertikalen Kraft) bei der diagonalen Hinterextremität zu einem gegenseitigen Aufheben aller Veränderungen, also einer in etwa gleichbleibenden Belastung (Tab 3). Bei der zur lahmen Vorderextremität sagittalen Hinterextremität ergibt sich in Summe sogar eine leichte Entlastung der Extremität. Somit lassen sich die unterschiedlichen Belastungen der vier Extremitäten bei einer Vorderhandlahmheit im wesentlichen durch die veränderte vertikale Bewegung des KSP sowie das Drehmoment von Kopf und Hals erklären.

Bei der Lahmheit einer Hinterextremität zeigen sich im Trab im wesentlichen die gleichen Kompensationsmechanismen wie bei einer Vorderhandlahmheit. Allerdings sind die Veränderungen quantitativ deutlich geringer ausgeprägt und nur bei der vertikalen Bewegung signifikant. In der horizontalen Ebene, sowohl bei der Vorwärts-rückwärts-Bewegung als auch in der seitlichen Bewegung ist eine bemerkenswerte Stabilität des KSP gegeben. Auch die Kopfbewegung spielt eine geringere Rolle, das klinisch bekannte Kopfnicken bei Belastung der lahmen Hintergliedmaße auf das diagonale Vorderbein hat aber auch hier einen Einfluss auf die Lastverteilung. Eine verringerte Absenkung während der Belastung der gesunden Diagonale verschiebt Kraft nach hinten auf die gesunde Hinterextremität, ein deutliches Absenken bei Belastung der lahmen Diagonale verstärkt die Belastung der diagonalen Vorderextremität (Buchner et al. 1996b). Somit gleichen sich die Veränderungen von vertikaler KSP-Bewegung und verändertem Drehmoment des Kopfes bei einer Lahmheit einer Hinterextremität für die Vorderextremität aus, die Fesselgelenkwinkel beider Vorderextremitäten bleiben gleich (Tab 3). Dies erklärt auch entsprechende Ergebnisse kinetischer Studien bei Patienten (Tietje 1992). Für den Schritt ergab die Analyse der KSP-Bewegungen keine deutlichen Veränderungen bei Lahmheit. Zwar lassen sich ähnliche Prinzipien wie im Trab finden, jedoch sind sie sowohl in der kinematischen Analyse (Buchner et al. 1996b), als auch bei der KSP-Analyse klein. Zwei Faktoren können die Ursache für diese unergiebigere Situation sein, einmal die relativ geringe Lahmheit im Schritt, zum anderen die dabei auftretende große Variabilität in der Bewegung. Durch Unregelmäßigkeiten in der Bewegung jedes Pferdes innerhalb von 10 Sekunden als auch Unterschiede zwischen den einzelnen Pferden waren kaum signifikante Veränderungen nachweisbar.

Die hier dargelegten Mechanismen von Pferden zur Kompensation von Stützbeinlahmheiten erlauben den Pferden zwei wichtige Effekte. Zum ersten wird die maximale vertikale Kraft im schmerzhaften Bein deutlich vermindert und damit der Faktor, der wesentlich für die Schmerzauslösung ist. Auf der anderen Seite wird aber gerade die maximale vertikale Kraft

im kontralateralen Bein nicht erhöht. Eine Überlastung dieses Beines, seiner Gelenke und Sehnen, ist ganz entscheidend von dieser maximalen Belastung abhängig und kann also vom Pferd vermieden werden. Es gelingt dem Pferd die Bewegung bei gleichem Tempo aufrechtzuerhalten, zugleich die schmerzhafteste Extremität zu entlasten und dennoch keine andere Extremität zu überlasten. Für das Pferd als Fluchttier sind diese Kompensationenmechanismen ein wertvolles Vermögen, für den untersuchenden Tierarzt ergibt das Verständnis für die Zusammenhänge aller Bewegungsanpassungen eine gute Basis für eine spezifische Lahmheitsdiagnostik.

Literatur

- Back W., Barneveld A., van Weeren P. R. und van den Bogert A. J. (1993): Kinematic gait analysis in equine carpal lameness. *Acta Anat.* 146, 86-89
- Back W., Schamhardt H. C., Savelberg H. H. C. M., van den Bogert A. J., Bruin G., Hartman W. und Barneveld A. (1995): How the horses move: significance of graphical representations of equine forelimb kinematics. *Equine vet. J.* 27, 31-38
- 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, 13-5
- Buchner H. H. F., Savelberg H. H. C. M., Schamhardt H. C. und Barneveld A. (1995): Temporal stride patterns in horses with experimentally induced fore or hind limb lameness. *Equine vet. J. Suppl.* 18, 161-165
- Buchner H. H. F., Savelberg H. H. C. M., Schamhardt H. C. und Barneveld A. (1996a): Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore or hind limb lameness. *Equine vet. J.* 28, 63-70
- Buchner H. H. F., Savelberg H. H. C. M., Schamhardt H. C. und Barneveld A. (1996b): Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore or hind limb lameness. *Equine vet. J.* 28, 71-76.
- Buchner H. H. F., Savelberg H. H. C. M., Schamhardt H. C. und Barneveld A. (1997): Inertial properties in Dutch Warmblood horses. *J. Biomechanics*, 30, 653-658
- Buchner H. H. F., Obermüller S. und Scheidl M. (2000): Body centre of mass movement in the sound horse. *The Veterinary Journal* 160, 225-234
- Cavagna G. A., Saibene F. P. und Margaria R. (1963): External work in walking. *Journal of Applied Physiology* 18, 1-9
- Clayton H. M. (1986): Cinematographic analysis of the gait of lame horses. *J. Equine vet. Sci.* 6, 70-78
- Clayton H. M., Schamhardt H. C., Willemsen M., Lanovaz J. L. und Colborne G. R. (2000): Kinematics and ground reaction forces in horses with superficial digital flexor tendinitis. *Am. J. vet. Res.* 61, 191-196
- Gingerich D. A., Auer J. A. und Fackelman G. E. (1979): Force plate studies on the effect of exogenous hyaluronic acid on joint function in equine arthritis. *J. vet. Pharmacol. Therap.* 2, 291-298
- Girtler D. und Floss F. N. (1984): Zur Bewegung gesunder und bewegungsgestörter Pferde. In: Knezevic P. F. (ed) *Orthopädie bei Huf- und Klautentieren*, pp. 132-9, Hannover, Schlütersche
- Girtler D. (1988): Untersuchungen über die Dauer des Bewegungszyklus - Stützbeinphase, Hangbeinphase, Phasenverschiebung - bei lahmen und bewegungsgestörten Pferden im Schritt und Trab sowie kinematische Beurteilungen zu deren Bewegungsmuster. *Wien. tierärztl. Mschr.* 75, 185-196, 217-231, 255-270, 310-324.
- Iida H. und Yamamuro T. (1987): Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits. *J. Biomechanics* 20, 987-995
- Kastner J. (1989): Some biomechanical aspects to the movement of lame/motorially disturbed horses. 7th congress ESVS, Milan, Italy. Sept 22-23, 13
- Keegan K. G., Wilson D. J. und Wilson D. A. (1997): Effects of anesthesia of the palmar digital nerves on kinematic gait analysis in horses with and without navicular disease. *Am J vet Res* 58, 218-23
- Krüger W. (1941): Über das Verhalten des Schwerpunktes bei der normalen Fortbewegung des Pferdes. *Tierärztl. Rundschau* 47, 147-151, 162-166
- Leach D. H. und Crawford W. H. (1983): Guidelines for the future of equine locomotion research. *Equine vet. J.* 15, 103-110
- Leach D. H. (1986): Centre of gravity and the analysis of lame gaits. *Equine vet J* 18, 2-3
- Leach D. H. (1991): Objective studies of gait compensations for equine lameness. *Proceedings 18th Annu Meet ACVS*, 1990, 326-328
- Merckens H. W. und Schamhardt H. C. (1988): Evaluation of equine locomotion during different degrees of experimentally induced lameness. I. Lameness model and quantification of ground reaction force patterns of the limbs. *Equine vet. J. Suppl.* 6, 99-106
- Merckens H. W., Schamhardt H. C., Van Osch G. J. V. M. und Bogert van den A. J. (1993): Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horses at normal trot. *Equine vet. J.* 25, 134-137
- Morris E. A. und Seeherman H. J. (1987): Redistribution of ground reaction forces in experimentally induced equine carpal lameness. In: *Equine Exercise Physiology 2*, Ed. Gillespie J. R. and Robinson N. E., ICEEP Publications, Davis California. 553-572
- Muybridge E. (1899): *Animals in motion*. Republished (1957) Ed. L.S. Brown. Dover publications, New York
- Nigg B. M. (1994): Inertial properties of the human or animal body. In *Biomechanics*, ed. Nigg B. M. and W. Herzog, 337-64. Chichester : John Wiley & Sons
- Peloso J. G., Stick J. A., Soutas-Little R. W., Caron J. C., DeCamp C. E. und Leach D. H. (1993): Computer-assisted three-dimensional gait analysis of amphotericin-induced carpal lameness in horses. *Am. J. vet. Res.* 54, 1535-1543
- Ratzlaff M. H. und Grant B. D. (1985): The use of electrogoniometry and cinematography in the diagnosis and evaluation of forelimb lameness. *Proc. 31st Annu. Conv. Am. Assc. Equine Pract.*, Toronto, Dec. 1985, 183-198
- Saunders J. B., Inman V. T. und Eberhardt H. D. (1953): The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Jt. Surg.* 35A, 543-58
- Simon S. R., Knirk J. K., Mansour J. M. und Koskina M. F. (1977): The dynamics of the centre of mass during walking and its applicability. *Bulletin Hospital Jt. Dis.* 38, 112-6
- Stashak T. S. (1987): Diagnosis of lameness. In: *Adams' lameness in horses*, 4th edn. Ed: Stashak T.S., Lea and Febiger, Philadelphia. pp 100-156
- Tiefje S. (1992): Das EGA-System (Equine Gait analysis) - eine Möglichkeit zur Bewegungsanalyse und Lahmheitsuntersuchung beim Pferd. *Inaugural-Dissertation München*.
- Vorstenbosch M. A. T. M., Buchner H. H. F., Savelberg H. H. C. M., Schamhardt H. C. und Barneveld A. (1997): Compensatory head movements in the lame horse: A model study. *Am. J. vet. Res.* 58, 713-718
- Winter D. A. (1979): A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal Applied Physiology* 46, 79-83

A. Prof. Dr. H. H. Florian Buchner
Klinik für Orthopädie bei Huf und Klautentieren
Veterinärmedizinische Universität Wien
Veterinärplatz 1, A-1210 Wien
florian.buchner@vu-wien.ac.at