

Kinetische und kinematische Untersuchungen zum Einfluss unterschiedlicher Kopf-Hals-Haltungen auf die Biomechanik des Warmblutpferdes

Anna Kattelans¹, Claudia Lange¹, Karl Rohn² und Peter Stadler¹

Klinik für Pferde¹ und Institut für Biometrie, Epidemiologie und Informationsverarbeitung², Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover

Zusammenfassung

Die computergestützte Ganganalyse ermöglicht die kombinierte Untersuchung kinematischer und kinetischer Parameter. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine Methode zu entwickeln mit der die Auswirkungen dreier Kopf-Hals-Positionen auf die Kinematik und Kinetik der Gliedmaßenmotorik mittels vergleichsweise kostengünstiger dreidimensionaler Hochfrequenzvideanalyse der Fa. SIMI in Kombination mit dem kinetischen Analyseverfahren, dem Tekscan®-Hoof™-System analysiert werden können. Insgesamt wurden 10 lahmfreie Warmblutpferde untersucht. Ermittelt wurden die maximale Extension/Flexion und die Bewegungsspanne (Range of Motion, ROM) bei Änderung der Kopf-Hals-Winkel (atlantooccipitaler α_{AO} und cervicothorakaler Winkel α_{CT}) sowie der Hüft-, Knie-, Sprung- und Fesselgelenkwinkel. Die drei gewählten Kopf-Hals-Positionen unterscheiden sich in Bezug auf die atlantooccipitalen und cervicothorakalen Winkel signifikant voneinander. Die Analyse der Interaktion zwischen Kopf-Hals-Haltung und Gliedmaßenwinkel zeigt, dass das Fesselgelenk im Schritt und im Trab in der HNP 4 im Vergleich zur HNP 1 und HNP 2 einen signifikant kleineren Winkel, d.h. eine stärker ausgeprägte Hyperflexion aufweist. Die mit Hilfe des Druckmesssystems ermittelte vertikale Belastung ergab, dass bei kurzem Hals, in HNP 2 und HNP 4 eine signifikante Abnahme der Last auf der Vorhand erfolgt.

Schlüsselwörter: Pferd / Bewegungsanalyse / Kinematik / Kinetik / Laufband / Kopf-Hals-Positionen

Kinetic and kinematic analysis of the influence of different head and neck position on biomechanics of the warmblood

The aim of this study was to analyze the influence of different head and neck positions on hindlimb biomechanics. The basic research concept was a combination of kinetic and kinematic recordings in ten healthy horses which had to walk and trot on a treadmill in three different head and neck positions. In a first step kinematic and kinetic methods were developed for equine gait analysis using the relatively inexpensive three-dimensional high frequency motion analysis system of Simi as well as the hoof pressure system of Tekscan®. This video analysis system allowed the objectivization of the three head and neck positions which were chosen for this analysis. The three head and neck positions resulted in significantly different atlanto-occipital and cervico-thoracic angles in walk and trot. Regarding the interaction between the head and neck positions and the hindlimb kinematics it was demonstrated that the metatarsophalangeal joint was significantly more hyperextended in the low position in comparison to the other two head-neck-positions. The vertical ground reaction force measured through the Tekscan®-Hoof™-System was significantly higher in the free head and neck position than in both other positions, indicating a significant reduction in loading of the fore quarters.

Keywords: horse / gait analysis / kinematic / kinetic / treadmill / head-neck-positions

Einleitung

Der kontinuierliche Fortschritt in der Entwicklung bewegungsanalytischer Systeme führt dazu, die Bewegungsdynamik der Pferdegliedmaßen subtiler und präzise erfassen zu können (Leach 1983, Clayton 1991). Um Veränderungen der Lastverteilung und damit einhergehende Veränderungen der Kinematik des Pferdes beurteilen zu können, ist die Kombination aus kinematischen und kinetischen Messungen angezeigt (Bobbert et al. 2007). Somit wurden in den letzten Jahren unterschiedliche und aufwendige Bewegungsanalysesysteme und -methoden entwickelt, um die Biomechanik des Pferdes unter anderem im Hinblick auf den Einfluss unterschiedlicher Kopf-Hals-Positionen auf die Bewegungen des kaudalen Rückens und die Kinematik der Gliedmaßen zu untersuchen (Back und Clayton 2001, Faber et al. 2002, Rhodin et al. 2005 und 2009, Gómez Álvarez et al. 2006 und 2009, Weishaupt 2001).

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine Methode zu entwickeln mit der die Auswirkungen dreier Kopf-Hals-Positionen

auf die Kinematik und Kinetik der Gliedmaßenmotorik mittels vergleichsweise kostengünstiger dreidimensionaler Hochfrequenzvideanalyse der Fa. SIMI in Kombination mit dem kinetischen Analyseverfahren, dem Tekscan®-Hoof™-System analysiert werden können. Insbesondere sollten dazu die drei gewählten Kopf-Hals-Positionen anhand des atlantooccipitalen und cervicothorakalen Winkels objektiviert werden. Schließlich sollten Fragen zu der historischen Diskussion (Bötticher 1878, Bürger und Zietschmann 1939, Steinbrecht 1886) um die Interaktion zwischen Kopf-Hals-Position des Pferdes und den Winkeln vom Hüft- bis zum Fesselgelenk sowie der Lastverteilung beantwortet werden.

Material und Methode

Zur kinetischen und kinematischen Bewegungsanalyse wurde 10 lahmfreie Warmblutpferde auf dem Hochgeschwindigkeitslaufband Mustang 2200® der Fa. Graber AG, Fahrwangen, Schweiz untersucht. Alle Pferde wurden bereits im Vorfeld an das Laufband gewöhnt.

Für die kinematischen Untersuchungen wurden die zu untersuchenden anatomischen Strukturen an Kopf und Hintergliedmaße mit passiv reflektierenden Markern (3M Deutschland GmbH, Neuss) versehen und mit Hilfe von LED-Leuchten, die auf Höhe der Hochfrequenzkameras (Basler A 504kc, Fa. Basler AG, Ahrensburg, Deutschland) und in deren Erfassungsbereich gerichtet waren, angestrahlt (Abb. 1). Die Kameras waren während der Aufnahmen in einer Entfernung von der Mitte und von rechts 9,50 m und von links 11,50 m, seitlich von dem Pferd in einer Höhe von 2 m positioniert. Die Kalibrierung des Videoanalyzesystems erfolgte mittels eines quaderförmigen Aluminiumgestells, welches auf dem Laufband im Bereich der Vorder- und der Hintergliedmaße aufgestellt wurde. Die X-Achse des Koordinatensystems zeigte dabei in Bewegungsrichtung, die Z-Achse nach oben und die Y-Achse vom Betrachter weg.

Die Videoerfassung mit drei Hochfrequenzkameras erfolgte über die Software SIMI Grab (Fa. Simi, Unterschleißheim, Deutschland). Nach anschließender Digitalisierung („tracking“) mit der Analysesoftware Simi Motion wurden die gewonnenen Daten direkt in Form von avi-Dateien auf der Festplatte aufgezeichnet und nach Komprimierung der Filme mit dem Programm Virtual Dub in Microsoft Excel® bearbeitet.

Die Druckmessung an den Vordergliedmaßen erfolgte unter Verwendung des Druckverteilungsmess-Systems Hoof™-System der Firma Tekscan®, Inc. South Boston, MA, USA (Abb. 2). Die individuell an den Pferdehuf angepasste Sohle wird durch doppelseitiges Klebeband und Gewebeklebeband an den Pferdehuf befestigt. Mittels Punktkalibrierungsmethode der Tekscan®-Software erfolgte die Kalibrierung der Druckmessplatten.



Abb. 1 Hochfrequenzkamera (Basler A 504kc, Fa. Basler AG, Ahrensburg, Deutschland) mit LED-Lampe
High frequency camera (Basler A 504kc, Fa. Basler AG, Ahrensburg, Germany) with LED-Diodes

Die drei gewählten Kopf-Hals-Haltungen (Head-Neck-Positions=HNPs) wurden durch Standardzügel sowie zusätzlich durch die Verwendung von Gummizügeln an den Gebissringen eingerichtet und in Anlehnung an die Untersuchungen von Rhodin 2008 wie folgt definiert:

Alle Pferde wurden nach einer zehnmütigen Gewöhnungsphase im Schritt und im Trab bei individueller Geschwindigkeit trainiert, bis sie sicher und gleichmäßig auf dem Laufband gingen. Im Anschluss wurde pro Pferd je eine Aufnahme im Schritt bei einer Geschwindigkeit von 1,6 m/s (1,4–1,7 m/s) und im Trab bei 3,1 m/s (2,9 m/s–3,2 m/s) in den drei unterschiedlichen Kopf-Hals-Positionen untersucht (Abb. 3). Insgesamt wurden sechs Aufnahmen pro Pferd gespeichert. Mit den Hochfrequenzkameras und den Druckmessplatten wurden Filmsequenzen von 12 Sekunden gespeichert bei einer Frequenz von 250 Hz.

Mit Hilfe des Videostandbildes wurden jeweils drei Punkte markiert, deren Verbindungen den zu untersuchenden Gelenkwinkel bilden. Es wurden die minimalen und maximalen Winkel sowie die Bewegungsspanne (ROM) der Kopf-



Abb 2. Hufsensorplatte der Firma Tekscan®-Hoof™-System zur Druckverteilungsmessung.
Sensor of the Hoof™-System (Tekscan®) for pressure measurement.



Abb. 3 Definition der Kopf-Hals-Positionen, HNP 1 (links): frei, natürlich, unausgebunden; HNP 2 (Mitte): Genick als höchster Punkt und die Nase vor der Senkrechten; HNP 4 (rechts): tiefe Einstellung mit der Nase deutlich hinter der Senkrechten. Illustration: Matthias Haab aus Rhodin 2008.

Definition of the Head-Neck-Positions, HNP 1 (left): free, natural, without side reins; HNP 2 (middle): Neck highest point, Nose in front of the vertical; HNP 4 (right): low position with the Nose behind the vertical. Illustration: Matthias Haab from Rhodin 2008.

Tab 1 Bezeichnung der untersuchten Winkel / Description of analyzed angles

Bezeichnung des Winkels	Bezeichnung des Winkels	Bezeichnung des Winkels	Bezeichnung des Winkels
	1. Schenkel	Scheitel	2.Schenkel
Atlantooccipital	α_{AO}	Crista facialis	Atlas
Cervicothorakal	α_{CT}	C4	Th 5
Hüftgelenk	α_{HG}	Tuber coxae	Condylus lat.
Kniegelenk	α_{KG}	Trochanter major	Ossa tarsi
Sprungelenk	α_{SG}	Condylus lat.	Art. metacarpophalangea
Fesselgelenk	α_{FG}	Ossa tarsi	Kronsaum lat.

Hals-Winkel (atlantooccipitaler α_{AO} -, cervicothorakaler α_C -Winkel) und die Winkel der Hintergliedmaßen (Hüft α_{HG} -, Knie α_{KG} -, Sprung α_{SG} -, Fesselgelenk α_{FG}) berechnet (Abb. 4).

Statistik

Die Messungen der relevanten Parameter erfolgten in einem zeitlichen Abstand von 4 ms, d.h. während eines Versuchslaufs von ca. 12 Sekunden wurden von allen Parametern ca. 3000 Messdaten erhoben. Die Auswertung Kopf-Hals-Winkel und der Winkel der Hintergliedmaße sowie der Lastverteilung erfolgten deskriptiv. Die Unterschiede der minimalen und maximalen Gliedmaßenwinkel in Abhängigkeit der Kopf-Hals-Positionen wurden stratifiziert nach den Gangarten Schritt und Trab und mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse für abhängige Messwerte berechnet.

Die Auswertungen erfolgten mit dem Statistikprogramm SAS, Version 9.2 (SAS Institute Cary, NC). Die Glättung der Messwerte mittels gleitendem Mittel erfolgte mittels der Prozedur „Expand“, die Auswertungen des linearen Modells nach Friedman erfolgten mit der Prozedur „Freq“ mittels Cochran-Mantel-Haenszel-Statistik der Rank Scores. Die Verteilungen der Modellresiduen aller Parameter wurden mittels Q-Q-Plot sowie Shapiro-Wilk-Test geprüft. Die Annahme einer Normalverteilung wurde abgelehnt, für die weiteren Auswertungen wurden nichtparametrische Verfahren genutzt. 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 $\leq 0,001$ höchst signifikante Ergebnisse vor.

Ergebnisse

Kopf-Hals-Winkel

Der größte maximale atlantooccipitale Winkel α_{AO} und die größte Bewegungsspanne sind sowohl im Schritt als auch im Trab in der freien, natürlichen Kopf-Hals-Position (HNP 1) fest-



Abb. 4 Darstellung der zwei zu untersuchenden Kopf-Hals-Winkel und der vier Hintergliedmaßenwinkel
Demonstration of the analysed two head-neck and four hindlimb angles

zustellen. Der kleinste minimale Winkel α_{AO} wird im Schritt und im Trab in der tiefen Kopf-Hals-Position (HNP 4) erreicht. Die Bewegungsspanne des atlantooccipitalen Winkels α_{AO} ist im Schritt sowie im Trab in der aufgerichteten (HNP 2) als auch in der tiefen Kopf-Hals-Position (HNP 4) geringer als in der freien Kopf-Hals-Position (HNP 1). Die Veränderung des atlantooccipitalen Winkels α_{AO} geht in den drei Kopf-Hals-Positionen im Schritt und im Trab mit einem uneinheitlichen Muster während der Bewegung mit einer bestimmten Kopf-Hals-Position einher. Der atlantooccipitale Winkel α_{AO} der freien Kopf-Hals-Position (HNP 1), in der Abbildung 5 rot dargestellt, beschreibt einen uneinheitlichen Verlauf mit unterschiedlich großen Gipfeln und vertikalen Schwingungen. Je tiefer das Pferd ausgebunden wird (HNP 4, blaue Kurve) desto kleiner werden die Abstände zwischen den Maxima mit zunehmenden vertikalen Schwingungen. Die Veränderungen des atlantooccipitalen Winkels α_{AO} innerhalb eines Bewegungszyklus sind unabhängig von der jeweiligen Kopf-Hals-Position. Es dominieren Eigenbewegungen des Kopfes, die keine Regelmäßigkeit im Kurvenverlauf zulassen (Abb. 5 und 6).

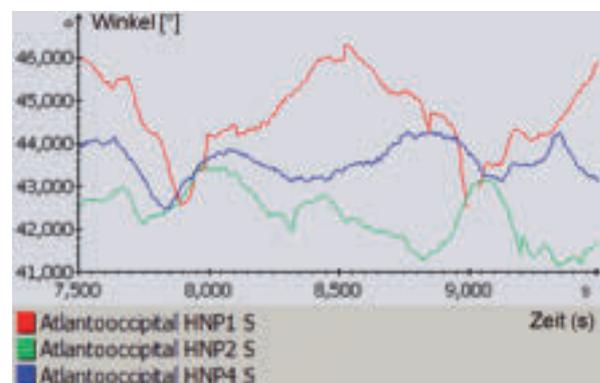


Abb. 5 Winkel-Zeit-Diagramm des atlantooccipitalen Winkels α_{AO} zur freien (rot), relativ aufgerichteten (grün) und tiefen (blau) Kopf-Hals-Position eines Pferdes im Schritt.

Time-diagram of the atlantooccipital angle α_{AO} in free (red), relative up (green) and low (blue) head-neck-position of one horse during walk.

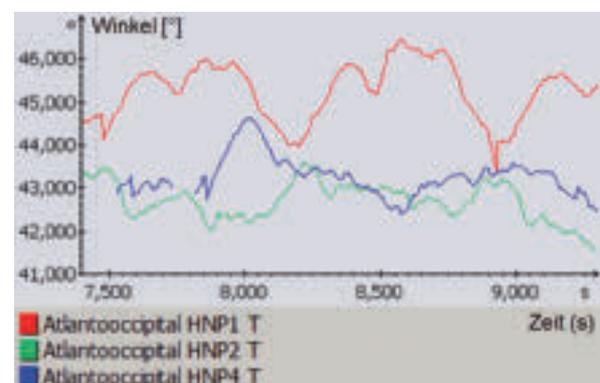


Abb. 6. Winkel-Zeit-Diagramm des atlantooccipitalen Winkels α_{AO} zur freien (rot), relativ aufgerichteten (grün) und tiefen (blau) Kopf-Hals-Position eines Pferdes im Trab. In einem Zeitraum von 2,5 Sekunden ist eine deutlich größere Anzahl von Gipfeln mit stärkeren vertikalen Schwingungen als im Schritt erkennbar. Die Bewegungsmuster einzelner Tritte sind bei freier Kopf-Hals-Position von Tritt zu Tritt nahezu identisch.

Time-Diagram of the atlantooccipital Angle α_{AO} in free (red), relative up (green) and low (blue) head-neck-position of one horse during trot. During a period of 2.5 sec. there is a higher number of peaks with vertical oscillation than during walk. The pattern of movement of a single step in free, natural head-neck-position is almost the same.

Der größte maximale cervicothorakale Winkel α_{CT} ist in der tiefen Kopf-Hals-Position (HNP 4) sowohl im Schritt als auch im Trab festzustellen. In beiden Gangarten ist der kleinste minimale cervicothorakale Winkel α_{CT} in der aufgerichteten Kopf-Hals-Position (HNP 2). Der cervicothorakale Winkel α_{CT} zeigt ein sinusoidales Bewegungsmuster im Schritt in allen drei Kopf-Hals-Positionen. Im Mittel sind pro Schritt 2 Maximalwerte und 2 Minimalwerte zu sehen (Abb. 7).

Das nahezu sinusoidale Bewegungsmuster des cervicothorakalen Winkels α_{CT} im Trab ist in allen drei Kopf-Hals-Positionen zu beobachten. Der Unterschied zu der graphischen Darstellung im Schritt liegt in der deutlich größeren Anzahl der Kurven (Gipfel) des cervicothorakalen Winkels α_{CT} im Trab. Die Bewegungsspanne in den einzelnen Kopf-Hals-Positionen ist im Trab deutlich kleiner, dafür gibt es im Durchschnitt drei bis vier Mal mehr Maxima und Minima innerhalb eines Trittes.

Gliedmaßenwinkel

Die maximalen und minimalen Winkel sowie die Bewegungsspanne des Hüftgelenks α_{HG} zeigen im Schritt und im Trab keinen signifikanten Unterschied. Tendenziell ist der maxima-

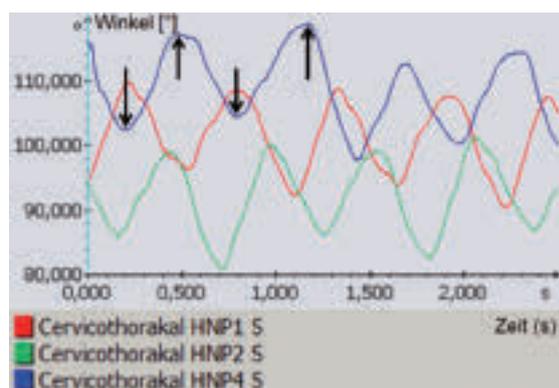


Abb. 7 Winkel-Zeit-Diagramm des cervicothorakalen Winkels α_{CT} zur freien (rot), relativ aufgerichteten (grün) und tiefen (blau) Kopf-Hals-Position anhand eines Pferdes im Schritt. Die Pfeile markieren die Minima und Maxima innerhalb eines Schrittes.

Time-diagram of the cervicothorakal angle α_{CT} in free (red), relative up (green) and low (blue) head-neck position of one horse during walk. The arrows assign either the minimum or the maximum angle during one step.

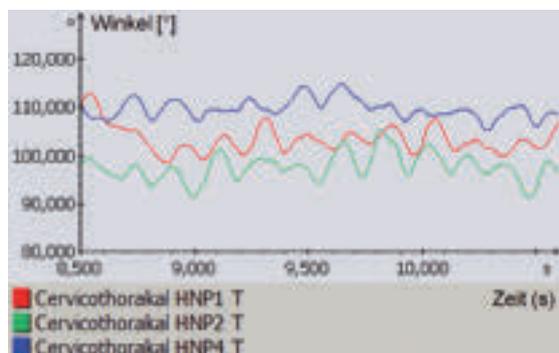


Abb. 8 Winkel-Zeit-Diagramm des cervicothorakalen Winkels α_{CT} zur freien (rot), relativ aufgerichteten (grün) und tiefen (blau) Kopf-Hals-Position anhand eines Pferdes im Trab

Time-diagram of the cervicothorakal angle α_{CT} in free (red), relative up (green) and low (blue) head-neck position of one horse during trot

le Winkel in beiden Gangarten in der tiefen Kopf-Hals-Position am größten. Die Bewegungsspanne des Hüftgelenks ist im Trab in der tiefen Kopf-Hals-Position signifikant größer als in der freien und in der aufgerichteten Kopf-Hals-Position.

Das Kniegelenk α_{KG} zeigt im Schritt in der tiefen Kopf-Hals-Position (HNP 4) tendenziell den kleinsten maximalen Winkel. Die größte Bewegungsspanne zwischen dem minimalen und dem maximalen Kniegelenkwinkel war tendenziell im Schritt in der relativ aufgerichteten Kopf-Hals-Position (HNP 2) und im Trab in der tiefen Kopf-Hals-Position (HNP 4) zu erkennen.

Das Sprunggelenk α_{SG} zeigt in der tiefen Kopf-Hals-Position sowohl im Schritt als auch im Trab tendenziell den kleinsten minimalen und den kleinsten maximalen Winkel. Die größte Bewegungsspanne ist demnach tendenziell in beiden Gangarten in der tiefen Kopf-Hals-Position festzustellen.

Das kleinste Minimum des Fesselgelenkwinkels α_{FG} sowie die größte Bewegungsspanne treten in beiden Gangarten in der tiefen Kopf-Hals-Position (HNP 4) auf. Dies führt zu einem signifikant kleineren Fesselgelenkwinkel in der tiefen Kopf-Hals-Position.

Lastverteilung

Die Ergebnisse der Messung der vertikalen Belastung mit den Hufsensorplatten zeigten, dass im Schritt bei kurz ausgebundem Hals, in HNP 2 und HNP 4, im Vergleich zur Referenzposition HNP 1 eine signifikante Abnahme der Belastung der Vordergliedmaßen aller Pferde reduzierte sich im Schritt bei der aufgerichteten Kopf-Hals-Position (HNP 2) im Vergleich zur natürlichen Kopf-Hals-Position (HNP 1) um durchschnittlich 5,71% ($p \leq 0,01$) und bei der tiefen Kopf-Hals-Position HNP 4 um 10,94% ($p \leq 0,01$). Im Trab ist lediglich tendenziell ein Unterschied beim Vergleich der drei Kopf-Hals-Positionen im Bezug auf die Druckverhältnisse festzustellen (s. Abb. 9).

Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde eine, im Vergleich zu den häufig eingesetzten Analysesystemen, kostengünstigere Aus-

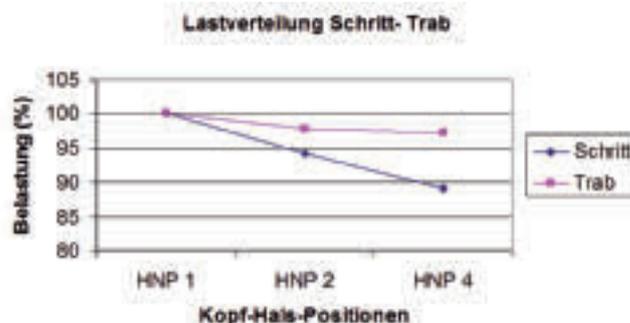


Abb. 9 Signifikante Abnahme der Bodenreaktionskräfte im Bereich der Vordergliedmaßen mit steigendem Grad der Ausbindung im Schritt und tendenzieller Abnahme im Trab

Significant decrease of the ground reaction force on front limb with increased degree of flexion during walk and a tendentially decline during trot

rüstung geprüft und deren Anwendung ausgewertet. Es ist gelungen mit einer kostengünstigeren Hard- und Software, als in anderen Untersuchungen angewendet, deren Ergebnisse (Back und Clayton 2001, Faber et al. 2002, Rhodin et al. 2005 und 2009, Gómez Álvarez et al. 2006 und 2009, Weishaupt 2001) nachzuvollziehen.

In dieser Studie wurden zwei in der traditionellen Reitlehre überlieferte Kopf-Hals-Positionen und eine davon abweichende, jedoch heutzutage häufig beim Reitpferd anzutreffende Haltung des Pferdekörpers (Hyperflexion) untersucht. Diese Kopf-Hals-Positionen wurden erstmals durch die Bestimmung des atlantooccipitalen und des cervicothorakalen Winkels objektiviert. Dabei diente die freie, natürliche Kopf-Hals-Position (HNP 1) als Referenzposition für den Vergleich mit den anderen beiden Kopf-Hals-Positionen. In anderen Studien zu dem Einfluss der Kopf-Hals-Position (Rhodin et al. 2005, 2009, Gómez Álvarez et al. 2006, 2008, 2009, Weishaupt et al. 2006) wurden diese Pferde lediglich subjektiv durch das Urteil von Dressurrichtern in den gewünschten Körperhaltungen ausgeblendet. Dabei sind die Kopf-Hals-Positionen im Rahmen der Auswertungen nicht objektiviert worden. Meyer (2008, 2010) empfiehlt die Kopf-Hals-Positionen mit Hilfe der Ausrichtung der Stirn-Nasenlinie zur Senkrechten in Verbindung mit dem Ausmaß der Flexion sowohl im atlantooccipitalen Bereich als auch mit der Position des Halses im cervicothorakalen Bereich aus anatomischer Sicht zu beschreiben. Dieser Vorschlag ist in der vorliegenden Studie weitgehend umgesetzt worden. Die Winkel zur Unterscheidung der Kopf-Hals-Positionen wurden dabei mit Hilfe reproduzierbar aufzufindender anatomischer Lokalisationen für die Platzierung der Marker und daraus resultierender Hilfslinien gemessen. Die atlantooccipitalen und cervicothorakalen Winkel der Probanden dieser Studie unterscheiden sich signifikant. Dabei nimmt der Grad der Flexion im Bereich des atlantooccipitalen Gelenks von der freien zur relativ aufgerichteten Kopf-Hals-Position und im cervicothorakalen Bereich von der freien über die relativ aufgerichtete bis zur tiefen Kopf-Hals-Position signifikant zu. Das bedeutet, dass einerseits kein signifikanter Unterschied der Flexion im atlantooccipitalen Bereich zwischen der Hyperflexion und der relativen Aufrichtung erkennbar war, andererseits jedoch bei Betrachtung der Summe beider Winkel (atlantooccipital plus cervicothorakaler Winkel) die Abweichung von der natürlichen Kopf-Hals-Position in der Rollkurposition am größten ist. Die Veränderungen der Position der Halswirbel durch die Einrichtung der zu untersuchenden Kopf-Hals-Position mit der Ausbindung der Pferde beeinflusst schließlich den cervicothorakalen Winkel in hohem Maße stärker als den atlantooccipitalen Winkel. Ob allerdings zwischen der Erkenntnis, dass im cervicothorakalen Halsbereich am häufigsten Spondylarthrosen auftreten (Whitwell 1980, Clayton und Townsend 1989, Ricardi und Dyson 1993), und der Ausbildung des Reitpferdes ein Zusammenhang besteht, lässt sich bis heute nicht sicher beweisen. Die weniger deutliche Veränderung des Winkels im atlantooccipitalen Bereich erklärt die relativ moderate Beeinflussung der Pharynx- und Larynxstrukturen bei einer Kopf-Hals-Position in Hyperflexion (Gehlen 2011).

Der natürliche Bewegungsablauf des Pferdes bringt eine gangarttypische dorsoventrale bzw. vertikale Auslenkung von Hals und Kopf im Rhythmus der Gangart mit sich (Krüger 1939, Evrard 2004). Diese Auslenkung wird in der vorlie-

genden Studie als Bewegungsspanne bezeichnet und als Veränderung im atlantooccipitalen und cervicothorakalen Bereich im Verlauf des Bewegungszyklus registriert. Die größte Bewegungsspanne (ROM) im atlantooccipitalen Bereich trat im Schritt erwartungsgemäß in der freien Kopf-Hals-Position auf. In den übrigen Kopf-Hals-Positionen war sie tendenziell kleiner. Dagegen war die Bewegungsspanne im cervicothorakalen Bereich bei Vergleich der verschiedenen Kopf-Hals-Positionen nicht signifikant unterschiedlich. Das entspricht den Erwartungen, weil im unteren Halsbereich die Stabilität aufgrund der Verankerung am Körperstamm größer ist und diese halsaufwärts bis zum Kopf abnimmt (Denoix und Pailoux 2000, Evrard 2004).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass in beiden Gangarten (Schritt und Trab) der maximale cervicothorakale Winkel in der natürlichen Kopf-Hals-Position kleiner als in der tiefen und größer als in der aufgerichteten Kopf-Hals-Position ist. Bei näherer Betrachtung fällt auf, dass bei der klassischen, relativ aufgerichteten Position im Trab die Abweichung dieses Winkels von der natürlichen Kopf-Hals-Position kleiner ist als bei der Hyperflexion. Die Hyperflexion, die heutzutage verbreitet praktiziert wird, weicht im Vergleich zur klassischen, relativ aufgerichteten Position im Trab annähernd um das Doppelte und im Schritt lediglich um ein Drittel von der natürlichen Kopf-Hals-Position ab. Es ist bemerkenswert, dass im Schritt diese Abweichung insgesamt geringer ist als im Trab. Im Trab wird die natürliche Bewegung des Pferdes auch in der freien Kopf-Hals-Haltung in einen geringen Grad der Aufrichtung überführt. Das entspricht der Beobachtung, dass im Trab die Versammlung des Pferdes automatisch zur Aufrichtung des Pferdes in der freien Kopf-Hals-Position (HNP 1) führt (Meyer 2008, 2010).

Bei einem Vergleich der unterschiedlichen Kopf-Hals-Positionen in Bezug auf charakteristische Bewegungsmuster kann mit Hilfe der Veränderung des atlantooccipitalen Winkels die Bewegung von Hals und Kopf in der Vertikalen weitgehend untersucht werden. Niederfrequente Bewegungen in dieser Ebene sind insbesondere im Schritt aber auch im Trab mit dem unbewaffneten menschlichen Auge zu erkennen und werden als Nickbewegungen bezeichnet (Meyer 2008, 2010). Zusätzlich dazu wurden mit der vorliegenden Studie erstmalig darüber gelagerte hochfrequente Oszillationen in beiden Gangarten kinematisch aufgezeichnet. Es ist bemerkenswert, dass die Frequenz der Oszillationen bei Betrachtung der Videofilme subjektiv und mit Hilfe der Bewegungsgrafik objektivierbar, in der tief ausgeblendeten Kopf-Hals-Position im Vergleich zu den anderen Kopf-Hals-Positionen weiter deutlich zunahm. Ob diese Oszillationen ein Hinweis für vermehrtes Unwohlsein (Kienapfel 2011) oder auf einen dysfunktionalen Tonus im Bereich des Kopf- und Hals tragenden Muskulaturen sind (Sleutjens et al. 2010, Wijnberg et al. 2010) kann mit Hilfe der vorliegenden Ergebnisse nicht geklärt werden. Sowohl eine erhöhte Stressbelastung als auch Veränderungen im EMG in der Halsmuskulatur konnten insbesondere in der tiefen Kopf-Hals-Position nachgewiesen werden (Gehlen 2011, Kienapfel 2011, Borstel et al. 2009, Caanitz 1996, Wijnberg et al. 2010).

Neben der Frage der Extension, respektive Flexion der Kopf-Hals-Positionen sollte in dieser Studie insbesondere die Auswirkung der Kopf-Hals-Haltung auf die Winkelung der Hinter-

gliedmaße untersucht werden. Während *Rhodin et al.* (2009) keine Verkleinerung des Fesselgelenkwinkels in der tiefen Position feststellen konnten, zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Studie, dass die Hyperflexion zu einem signifikant kleineren Fesselgelenkwinkel im Schritt sowie im Trab und zu einer signifikant größeren Bewegungsspanne des Hüftgelenks im Trab führt. Im Zusammenhang mit der erhöhten Bewegungsspanne im Hüftgelenk für die HNP 4 ist die Hypothese dass eine vermehrte Hankenbeugung die Strukturen im distalen Gliedmaßenbereich entlastet (*Bötticher 1878*), zu überprüfen. Obwohl Knie- und Sprunggelenk in der tiefen Kopf-Hals-Position tendenziell stärker gebeugt werden, ergibt sich zusätzlich im Fesselgelenk eine übermäßige Streckung im Vergleich zur freien und aufgerichteten Kopf-Hals-Position. Eine übermäßige Extension des Fesselgelenks führt zu einer verstärkten Belastung der dorsalen Strukturen dieses Gelenkes einerseits und des Fesseltragapparates andererseits (*Bukowiecki et al. 1987, Holmström und Drevemo 1997, Weitkamp 2003, Murray et al. 2006*). Eine nicht vorteilhafte Gliedmaßenstellung (z.B. weiche Fesselung, gerades Sprunggelenk) kann diesen Effekt verstärken (*Dyson 2007*). Im Rahmen der klassischen Dressurlehre, die eine Gesunderhaltung der Pferde zum Ziel hat, gehört das Hüftgelenk zu den Hanken und muss bei schulgerechter Ausführung versammelter Lektionen je nach Versammlungsgrad in die Hankenbeugung einbezogen werden. Unter Hankenbeugung wird häufig fälschlich eine Steilerstellung des Beckens verstanden. Das Gegenteil ist richtig. Die Beugung des Hüftgelenkes geht mit einer Verspitzung des Hüftgelenkes einher, damit ist eine flachere Stellung des Beckens verbunden.

Obwohl die Beugung des Hüftgelenkes in der tiefen Kopf-Hals-Position bei den Probanden dieser Studie auf dem Laufband ohne Reiter nur tendenziell geringer ausgeprägt war als die in den anderen Kopf-Hals-Positionen, kann nicht ausgeschlossen werden, dass diese Tendenz in höheren Versammlungsgraden im Trab (versammelter Trab, Piaffe, Passage) unter dem Reiter deutlich zunimmt. Dafür sprechen in hohem Maße die Ergebnisse von *Rhodin et al.* (2009), die eine signifikante Vergrößerung des Femurwinkels und damit eine steilere Stellung des Beckens in der HNP 4 (tiefe Kopf-Hals-Position) ermittelt haben. Diese Autoren haben allerdings mit Hilfe des sogenannten Femurwinkels die biomechanischen Vorgänge methodisch etwas anders als in der vorliegenden Arbeit ermittelt. Sie konnten bei tiefer Kopf-Hals-Haltung, einen signifikant größeren Winkel des Hüftgelenkes als in der freien und aufgerichteten Kopf-Hals-Position feststellen. Zumindest tendenziell zeigt die vorliegende Studie dasselbe. Im Gegensatz zur klassischen Ausbildung eines Dressurpferdes werden die versammelten Lektionen heutzutage im modernen Dressursport im Training überwiegend in tiefer Kopf-Hals-Position (*Breda 2006, McLean et al. 2010*), die zu einer vermehrten Hyperextension des Fesselgelenkes führt, geritten. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit könnten darauf hinweisen, dass diese Art des Trainings somit eine Ursache für häufig bei Dressurpferden aller Klassen festgestellte Erkrankungen des Fesselträgers darstellt (*Dyson 2002, Murray et al. 2010*). Ob unter dem Reiter bei höheren Versammlungsgraden im Trab bei zu gering ausgeprägter Beugung des Hüftgelenkes auch eine Überbelastung der Sprunggelenke – auch Sprunggelenkerkrankungen treten am häufigsten bei Dressurpferden aller Klassen auf (*Murray et al. 2006*) – erfolgt, bleibt weiteren Untersuchungen vorbehalten. Immer-

hin zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit neben der signifikant stärkeren Überstreckung des Fesselgelenks in der tiefen Kopf-Hals-Position, dass zumindest tendenziell auch das Sprunggelenk bei der tiefen Kopf-Hals-Position durch vermehrte Beugung stärker belastet wird als in der klassisch aufgerichteten Position.

Die relativ starke Überstreckung des Fesselgelenks in der tiefen Kopf-Hals-Position und die Annahme einer Überbelastung in diesem Bereich wird durch die kinetischen Daten der Untersuchungen mit dem Tekscan®-Hoof™-System gestützt, weil in der freien, natürlichen Kopf-Hals-Position (HNP 1) und in der aufgerichteten (HNP 2) im Bereich der Vordergliedmaßen signifikant stärkere Kraftwerte (vertikale Lastaufnahme) gemessen wurden als in der tiefen Kopf-Hals-Position (HNP 4).

Diese Ergebnisse entsprechen z.T. den Ergebnissen, die im Rahmen des Schweizer Projekts von *Waldern et al.* (2009) festgestellt wurden. Die Autoren vermuten, dass sowohl durch Aufrichtung als auch durch tiefe Einstellung der Hals durch das Zügelmaß verkürzt und der Kräfteschwerpunkt nach kaudal verlagert wird (*Roepstorff et al. 2002, Waldern et al. 2009*). In der vorliegenden Studie sprechen die größte Entlastung der Vordergliedmaße in der tiefen Kopf-Hals-Position im Vergleich zu den übrigen Kopf-Hals-Haltungen und die dabei größte Hyperflexion im Bereich des Fesselgelenks dafür, dass die resultierende Mehrbelastung der Hinterhand offensichtlich mit einer stärkeren Hyperflexion des Fesselgelenks einhergeht. Mit Hilfe der vergleichsweise weniger aufwendigen Methodik der vorliegenden Studie ist lediglich eine Veränderung (Abnahme der Belastung) im Bereich der Vordergliedmaße feststellbar. Da jedoch mit aufwendigeren Untersuchungsanordnungen mittels Kraftmessplatten unter allen 4 Gliedmaßen gezeigt werden konnte, dass bei Entlastung der Vordergliedmaße die Last kompensatorisch auf die Hintergliedmaße verlagert wird (*Rhodin et al. 2005, Gómez Álvarez et al. 2006, Weishaupt et al. 2006*), erscheint es möglich auf die kinetische Untersuchung der Hintergliedmaße zu verzichten, wenn lediglich die Verschiebung der Belastung von der Vorhand auf die Hinterhand unter unterschiedlichen Einflüssen (z.B. Kopf-Hals-Haltungen) untersucht werden soll. Eine mögliche Ursache für die Entlastung der Vorhand bei tiefer Kopf-Hals-Haltung könnte darin liegen, dass die Pferde aufgrund einer Einschränkung des Wohlbefindens, insbesondere bei erzwungener tiefer Kopf-Hals-Position reflektorisch das Gewicht auf die Hintergliedmaße umverteilen. Dieses könnte der Erhaltung der Fliehfähigkeit des Beutetieres Pferd dienen, da insbesondere bei der tiefen Kopf-Hals-Haltung die visuelle Erfassung des Umfeldes deutlich reduziert wird (*McGreevy 2004*). Da mit der vermehrten Belastung der Hinterhand mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Tonuserhöhung der Muskulatur verbunden ist, könnte im „Ernstfall“ ein besseres Beschleunigungspotential zur Fluchtbewegung verfügbar sein. Diese Erhöhung der Erregungsbereitschaft aufgrund einer Einschränkung der Fliehfähigkeit in Verbindung mit der tiefen Kopf-Hals-Position könnte erklären, warum entgegen der Erwartung in der tiefen Kopf-Hals-Haltung eine stärkere Entlastung der Vorhand erfolgt als in der aufgerichteten Kopf-Hals-Haltung. Mit der vermehrten Entlastung der Vorhand bei der zur Brust des Pferdes ausgebundenen tiefen Kopf-Hals-Position geht insbesondere im Schritt die signifikante Verstärkung der Hyperextension der Fesselgelenke der Hinterhand einher. Dagegen war die Entlastung der Vordergliedmaße im

Trab trotz einer signifikanten Überstreckung der hinteren Fesselgelenke geringer als im Schritt. Eine Entlastung der Vorhand konnte im Trab bei Verkürzung der Hals-Position (aufgerichtet, tief) der in dieser Studie gewählten Geschwindigkeit nur tendenziell festgestellt werden. Bei größeren Geschwindigkeiten wurde dagegen von anderen Autoren auch im Trab sowohl bei aufgerichteter als auch bei tiefer Kopf-Hals-Position eine signifikante Verschiebung der Last von der Vorhand auf die Hinterhand ermittelt (Weishaupt et al. 2006).

Im Rahmen der Diskussion um überlieferte und „moderne“ Reitweisen stellt sich abschließend die Frage ob mit Hilfe der Ergebnisse dieser Studie und anderer moderner Bewegungsanalysen Beobachtungen der Reitmeister des 19. Jahrhunderts (z.B. durch Bötticher 1878) verifiziert werden können oder falsifiziert werden müssen. Weitgehend zu bestätigen ist die Erkenntnis, dass im Schritt und im Trab bei der tiefen Kopf-Hals-Position (HNP 4) zumindest auf dem Laufband ohne Reiter eine vermehrte Überstreckung des Fesselgelenkes der Hintergliedmaße erfolgt. Im Gegensatz zu alten Hypothesen wird dabei – zumindest ohne Reiter – die Vorhand zunächst nicht vermehrt belastet. Eine weitere Hypothese, die davon ausgeht, dass eine tiefe Kopf-Hals-Haltung insofern eine nicht schulgerechte Hankenbeugung nach sich zieht, als das Hüftgelenk dabei auf Kosten der darunterliegenden schwächeren Gelenke weniger stark gebeugt wird, scheint sich im Rahmen der vorliegenden Arbeit in Verbindung mit den Ergebnissen anderer Autoren zu bestätigen. Im Zusammenhang mit der tiefen Kopf-Hals-Haltung wurde von Rhodin et al. 2009 eine reduzierte Beugung in der Hüftregion festgestellt.

Zusammenfassend konnte mit den in der vorliegenden Arbeit verwendeten Analysesystemen ein weiterer Beitrag zur Erforschung der Auswirkungen unterschiedlicher Kopf-Hals-Haltungen auf die Gliedmaßenmotorik beim Pferd geleistet werden. Es ist im Rahmen dieser Studie erstmalig gelungen, die Kopf-Hals-Positionen nicht nur subjektiv zu beschreiben sondern mit Hilfe definierter Winkel zwischen Kopf und Hals einerseits und Hals und Thorax andererseits diese zu objektivieren. Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass die von der überlieferten Reitweise abweichende Kopf-Hals-Position (HNP 4), die mit einer übermäßigen Beugung des Halses einhergeht zu einer vermehrten Belastung der distalen Gliedmaßenabschnitte, insbesondere der hinteren Fesselgelenke führen, die wiederum Erkrankungen z.B. des Fesselträgers hervorrufen können.

Literatur

- Back W. und Clayton H. M. (2001) Equine Locomotion. Verlag W. B. Saunders, Philadelphia, London
- Bobbert M. F., Gomez Alvarez C. B., van Weeren P. R., Roepstorff L. und Weishaupt M. A. (2007) Validation of vertical ground reaction forces on individual limbs calculated from kinematics of horse locomotion. J. Exp. Biol. 210, 1885-1896
- Borstel V., U., Duncan I. J., Shoveller A. K., Merckies K., Keeling L. J. und Millman S. T. (2009) Impact of riding in a coercively obtained Rollkur posture on welfare and fear of performance horses. J. Appl. Anim. Behav. Sci. 116, 228-236
- Bötticher D. F. (1878) "Reiten und Dressieren", Anleitung zur Ausbildung des Reitpferdes. Verlag Wiegand, Hempel und Parey, Berlin
- Breda V. E. (2006) A nonnatural head-neck-position (Rollkur) during training results in less acute stress in elite, trained, dressage horses. J. Appl. Anim. Welf. Sci. 9, 59-64
- Bukowiecki C. F., Bramlage L. R. und Gabel A. A. (1987) In vitro strength of the suspensory apparatus in training and resting horses. Vet Surg. 16 126-130
- Bürger U. und Zietschmann O. (1939) Der Reiter formt das Pferd. Verlag M. & H. Schaper, Hannover
- Caanitz H. (1996) Ausdrucksverhalten von Pferden und Interaktionen zwischen Pferd und Reiter zu Beginn der Ausbildung. Diss. Med. Vet. Hannover
- Clayton H. M. und Townsend H.G.G. (1989) Kinematics of the cervical spine of the adult horse. Equine Vet. J. 21, 189-192
- Clayton H. M. (1991) Advances in Motion Analysis. Vet. Clin. North Am.-Equine Pract. 7, 365-382
- Denoix J. M. und Pailloux J. P. (2000) Anatomie und biomechanische Grundlagen. In: Denoix, J.-M. und J.-P. Pailloux. (Hrsg.): Physiotherapie und Massage bei Pferden. Verlag Eugen Ulmer GmbH & Co., Stuttgart (Hohenheim)
- Dyson S. J. (2002) Lameness and poor performance in the sport horse dressage, show jumping and horse trials. J. Equine Vet. Sci. 22, 145-150
- Dyson S. J. (2007) Diagnosis and Management of Common Suspensory Lesions in the Forelimbs and Hindlimbs of Sport Horses. Clinical techniques in Equine Practice 6, 179-188
- Evrard P. (2004) Die Halswirbelsäule. In: Evrard P. (Hrsg.): Lehrbuch der Strukturellen Osteopathie beim Pferd. Enke Verlag, Stuttgart
- Faber M., Johnston C., van Weeren P. R. und Barneveld A. (2002) Repeatability of back kinematics in horses during treadmill locomotion. Equine Vet. J. 34, 235-241
- Gehlen H. (2011) Hyperflexion von Kopf und Hals: Auswirkungen auf die oberen Atemwege, Blut-Cortisol, Rittigkeit und Verhalten. Vortrag im Rahmen der XIX. Equitana 2011
- Gómez Álvarez C. B., Rhodin M., Bobbert M. F., Meyer H., Weishaupt M. A., Johnston C. und van Weeren P. R. (2006) The effect of head and neck position on the thoracolumbar kinematics in the unriden horse. Equine Vet. J. Suppl. 445-451
- Gómez Álvarez C. B., Bobbert M. F., Lamers L., Johnston C., Back W. und van Weeren P. R. (2008) The effect of induced hindlimb lameness on thoracolumbar kinematics during treadmill locomotion. Equine Vet. J. 40, 147-152
- Gómez Álvarez C. B., Rhodin M., Byström A., Back W. und van Weeren P. R. (2009) Back kinematics of healthy trotting horses during treadmill versus over ground locomotion. Equine Vet. J. 41, 297-300
- Holmström M. und Drevemo S. (1997) Effects of trot quality and collection on the angular velocity in the hindlimbs of riding horses. Equine Vet J. 29, 62-65
- Kienapfel K. (2011) Und was meinen die Pferde dazu? - Über das Ausdrucksverhalten von Pferden bei verschiedenen Halsstellungen. Pferdeheilkunde 27, 372-380
- Krüger W. (1939) Über die Schwingungen der Wirbelsäule – insbesondere der Wirbelbrücke – des Pferdes während der Bewegung. Berl. und Münch. Tierärztl. Wschr. 13, 197-203
- Leach D. H. (1983) A review of research on equine locomotion and biomechanics. Equine Vet. J. 15, 93-102
- McGreevy P. (2004) Equine Behavior: A Guideline for Veterinarians and Equine Scientists. W.B. Saunders, Edinburgh, Philadelphia
- McLean A. and McGreevy P. (2010) Horse-training techniques that may defy the principles of learning theory and comprise welfare. J. Vet. Behav.: Clin. Appl. Res. 5, 187-195
- Meyer H. (2008) Roll-Kur – Die Überzümmung des Pferdes. Wu Wei Verlag, Schondorf
- Meyer H. (2010) „Rollkur“, „Hyperflexion“ und „LDR“ – Die natürliche Kopf-Hals-Haltung des Pferdes und deren Veränderung durch die reiterliche Einwirkung. Pferdeheilkunde 26, 388-413
- Murray R. C., Dyson S. J., Tranquille C. und Adams V. (2006) Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. Equine Vet. J. 38, 411-416
- Murray R. C., Walters J. M., Snart H., Dyson S. J. und Parkin T. D. H. (2010) Identification of risk factors for lameness in dressage horses. Vet. J. 184, 27-36
- Rhodin M., Johnston C., Holm K. R., Wennerstrand J. und Drevemo S. (2005) The influence of head and neck position on kinematics of the back in riding horses at the walk and trot. Equine Vet. J. 37, 7-11

- Rhodin M. (2008) A biomechanical analysis of relationship between the head and neck position, vertebral column and limbs in the horse at walk and trot. Diss. Agric. Uppsala
- Rhodin M., Gómez Álvarez C. B., Bystrom A. Johnston, C., van Weeren P. R., Roepstorff L. und Weishaupt M. A. (2009) The effect of different head and neck positions on the caudal back and hind-limb kinematics in the elite dressage horse at trot. *Equine Vet. J.* 41, 274-279
- Ricardi G. und Dyson S. (1993) Forelimb lameness associated with abnormalities of the cervical vertebrae. *Equine Vet. J.* 25, 422-426
- Roepstorff L., Johnston C., Drevemo S. und Gustas P. (2002) Influence of draw reins on ground reaction forces at the trot. *Equine Vet. J. Suppl.* 34, 349-352
- Sleutjens J., Voorhout G., van der Kolk J. H., Wijnberg I. D. und Back W. (2010) The effect of ex vivo flexion and extension on intervertebral foramina dimensions in the equine cervical spine. *Equine Vet. J. Suppl.* 38, 425-430
- Steinbrecht G. (1886) *Systematische Dressur des Pferdes*. In: Steinbrecht, G. (Hrsg.): *Gymnasium des Pferdes* (2004). FNverlag der Deutschen Reiterlichen Vereinigung GmbH, Warendorf
- Waldern N. M., Wiestner T., von Peinen K., Gómez Álvarez C. G., Roepstorff L., Johnston C., Meyer H. und Weishaupt M. A. (2009). Influence of different head-neck positions on vertical ground reaction forces, linear and time parameters in the unriden horse walking and trotting on a treadmill. *Equine Vet. J.* 41, 268-273
- Weishaupt M. (2001) Beurteilung von Pferden mit Rückenproblemen auf dem Laufband. *Congrès de médecine et chirurgie équine, Genève*
- Weishaupt M. A., Wiestner T., von Peinen K., Waldern N., Roepstorff L., van Weeren R., Meyer H. und Johnston C. (2006) Effect of head and neck position on vertical ground reaction forces and interlimb coordination in the dressage horse ridden at walk and trot on a treadmill. *Equine Vet. J. Suppl.* 38, 387-392
- Weitkamp K. (2003) Orthopädische Belastungen und Schäden beim Sportpferd. *Pferdeheilkunde Forum* -2003; 19 (4): 428 – 429.
- Whitwell K. E. (1980) Causes of ataxia in horses. *Vet. Rec. Suppl. In Prac.* 2, 17-24
- Wijnberg I. D., Sleutjens J., van der Kolk J. H. und W. Back (2010) Effect of head and neck position on outcome of quantitative neuromuscular diagnostic techniques in Warmblood riding horses directly following moderate exercise. *Equine Vet. J. Suppl.* 38, 261-267

Dr. Anna Kattelans
 Klinik für Pferde
 Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover
 Bünteweg 9
 30559 Hannover
 annakattelans@hotmail.com