

# Computerkinematographie (CKG) als geeignetes Verfahren zur objektiven Bewegungsanalyse – Beschreibung und Ergebnisse

P.H. Falaturi

Ruhr-Universität-Bochum, Abteilung für Funktionelle Morphologie; Georg-August-Universität-Göttingen; Institut für Tierzucht und Haustiergenetik

## Zusammenfassung

Die Computerkinematographie (CKG) ist ein neu entwickeltes, kurvengebendes Verfahren, mit dem die Bewegung eines Pferdes aufgezeichnet wird.

Die axialen Beschleunigungen werden an den vier Metapodien über mehrere Bewegungszyklen zeitgleich und in hoher Auflösung vermessen. Die Computerkinematographie erfaßt über Beschleunigungswerte und deren zeitlichen Verlauf Bewegungsparameter auf einem Niveau, das über die menschliche Wahrnehmungsfähigkeit hinausgeht.

Aus den Kurven und aus herausragenden Messwerten können verschiedene Kenngrößen bestimmt werden. Die wichtigsten sind relative Stützdauer, Phasenverschiebung sowie die Beschleunigungen an den Röhrebeinen für Aufsetzen, Abheben und Vorschwingen.

Zur Lahmheitsdiagnostik werden die Kenngrößen mathematisch aufbereitet und dem Links-Rechts-Vergleich, dem Intra- und Interindividuenvergleich sowie einer Überprüfung der biomechanischen Plausibilität unterzogen. Abweichungen können quantifiziert und in Maßzahlen ausgedrückt werden.

Aus Durchschnittswerten von 30 Reitpferden wird ein Standard für die Bewegungen des Pferdes vorgestellt.

**Schlüsselwörter:** Pferd, Bewegungsanalyse, Lahmheit, Computerkinematographie, Diagnostik

---

## Computercinematography - a new procedure for objective gait analysis

Computercinematography is a new method for analyzing the locomotor pattern of horses.

Similar to the EKG, the CKG measures time parameters and accelerations not perceptible for the human sense organs with sufficient precision.

The accelerations were measured simultaneously at the 4 metapodials during a series of about 20 cycles. The measured curves were plotted. Important parameters such as duty factor, phase displacement, and accelerations for impact, lift off and swinging were obtained from smoothed curves.

Judgements about the measured curves are based on five criteria: Comparison between right and left side, comparison within the individual, comparison between individuals and biomechanic plausibility. Differences can be quantified numerically.

By means of Computercinematography, lameness can be detected and quantified.

This paper presents an average horse sampled from 30 representative individuals.

**Keywords:** horse, gait-analysis, lameness, computercinematography, diagnosis

## Einleitung

Läßt sich die Bewegung eines Pferdes objektiv erfassen? Gibt es dabei messbare Kenngrößen, die für die Beurteilung der Pferdebewegung Relevanz besitzen? Ist ein Bewegungsanalyseverfahren mit geringem apparativem Aufwand und außerhalb der großen Kliniken denkbar?

Versuche die Pferdebewegungen metrisch zu beschreiben gibt es seit vielen Jahren, die Gründe hierfür sind naheliegend. Auf eine Aufzählung dieser Bemühungen wird hier verzichtet.

Der zunehmende Fortschritt in der Messtechnik, die Verfügbarkeit von leistungsstarken, miniaturisierten Rechner- und Speicherbausteinen lassen eine solche Entwicklung überfällig erscheinen.

Die Bewegung des Pferdes äußert sich sehr vielfältig, dementsprechend gibt es auch eine Reihe von Ansatzpunkten sich ihr

deskriptiv zu nähern. Folgerichtig gingen der Entwicklung der Computerkinematographie eine Reihe von Studien voraus, in deren Rahmen eine Vielzahl von kinematischen und dynamischen Messgrößen erhoben und auf Reproduzierbarkeit, Streubreite, Intra- und Interindividuenpezifität, Durchführbarkeit ihrer Erhebung und vor allem auf Indikatorfunktion für medizinisch und reiterlich relevante Merkmale überprüft wurde (Preuschhoff et al. 1995, Falaturi 1998, Falaturi & Bruns 1998, 1999).

## Materialien und Methodik

Bei der Computerkinematographie werden die axial zu den Metapodien auftretenden Beschleunigungswerte an allen Ex-

tremitäten zeitgleich erfaßt und vergleichend dargestellt. Die hier verwendeten Beschleunigungsaufnehmer maßen einachsig in einem Bereich von  $-1000 \text{ m/s}^2$  bis  $+1000 \text{ m/s}^2$  bei erheblicher Toleranz gegen Überlast. Die Auflösung der Daten betrug 12 Bit.

Um die Computerkinematogramme, kurz CKGs, aufzuzeichnen wurden Datenlogger verwendet, die noch am jeweiligen Pferdebein 1250 Messwerte pro Sekunde gespeichert haben. Ein Verkabeln des Pferdes ist nicht erforderlich.

Das verwendete CKG-Gerät bestand aus 4 CKG-Aufnehmern, 1 Handgerät und dem CKG-Terminal. Die Aufnehmer sind elektronische Einheiten, die aus Accelerometer, Speicherbaustein und der zugehörigen Elektronik bestehen. In der verwendeten Ausführung (Abbildung 1) mit externem Sensor maßen sie  $8,5 \times 3 \times 3,5$  Zentimeter und wogen 150 Gramm. Der verwendete Speicher hatte eine Kapazität von 1 MB, das entspricht bei der Samelfrequenz von 1250 Hz einer Aufzeichnungsdauer von etwa 7 Minuten. Der Beginn des Aufzeichnens konnte über die Vorlaufzeit variabel eingestellt werden, so dass keine Messkapazitäten während der Montage der Aufnehmer verloren gingen.



**Abb. 1:** Das Einbandagieren eines CKG-Aufnehmers am Röhrbein. Ein weiteres Verkabeln ist nicht notwendig.

*Bandaging of a CKG measuring unit. Supplementary cabling is not necessary.*

Das Handgerät dient dazu, die gültigen Kalibrier- und Messsequenzen zu kennzeichnen und gegebenenfalls zusätzliche Markierungspunkte zu setzen. Das Terminal ist die Schaltzentrale für die verschiedenen Messeinheiten. Hier werden die Messungen gestartet und beendet, hier kommen die Messwerte der einzelnen Beine zusammen, werden synchronisiert und verrechnet.

Um die Zuordnung zu den einzelnen Bewegungsphasen abzusichern, wurden Messungen durchgeführt, bei denen das Versuchstier sowohl an den Metapodien als auch an den Hufen mit Accelerometern ausgerüstet war. Weiterhin wurden Accel-

erometer parallel mit der Ungulographie (Falaturi 1998) sowie mit Hochfrequenzfilmaufnahmen (Witte und Falaturi unveröff.) eingesetzt.

#### Messdurchführung

Zur Messung werden die 4 Messeinheiten sowie das Handgerät am CKG-Terminal eingestellt und synchronisiert.

Die Montage der CKG-Aufnehmer mit ihren Speichern erfolgt an der äußeren Seite der Metapodien, eine weitere Verkabelung ist nicht erforderlich. Als zweckmäßig hat sich das straffe Einbinden in eine Wickelbandage erwiesen (Abbildung 1).

Um sicherzustellen, dass nicht Verschieblichkeiten zwischen Messelektronik und Metapodium die Messergebnisse verfälschen, wurde dieses Verfahren wie folgt evaluiert: Nahezu masselose Beschleunigungsaufnehmer wurden in locker gewickelten Bandagen, straff gewickelten Bandagen, lockeren und festen Gamaschen an einem Pferd befestigt und über Kabel mit einem zentralen Speicher auf dem Pferderücken verbunden (siehe auch „Diskussion der Methode“).

Das mit CKG-Aufnehmern ausgerüstete Pferd wird nun zunächst gerade hingestellt und die Sensoren per Knopfdruck (Handgerät) abgeglichen. Dabei wird der in Ruhe ermittelte Wert als 0-Wert festgeschrieben.

Danach wird das Pferd auf gerader Strecke in Schritt und Trab vorgeführt. Üblicherweise erfolgt die Vorstellung an der Hand und auf Hartboden. Bei entsprechenden Fragestellungen können CKGs auch unter dem Reiter, auf anderem Untergrund sowie in beliebigen Gangarten oder deren Ausprägungen (Lektionen) abgenommen werden. Für eine Messreihe reichen 20 Bewegungszyklen bei gleichbleibender Geschwindigkeit ohne grobe Unregelmäßigkeiten (Stolpern, Gangartenwechsel) aus. Es hat sich als günstig erwiesen, je 2 Schritt- und 2 Trabsequenzen jeweils in unterschiedlichen Tempi aufzunehmen. Nach der Messdurchführung werden die CKG-Aufnehmer vom Pferdebein entfernt und die Daten von dem CKG-Terminal übernommen.

#### Kurvenbearbeitung

Die erhaltenen Computerkinematogramme (siehe Ergebnisse) werden zur weiteren Auswertung einer Glättungsprozedur unterzogen. Durch die zweimalige Berechnung gleitender Mittelwerte über Zeitintervalle von 0,048 Sekunden (das sind etwa 4% eines Schrittzklus), können Aufsetzen und Abheben, Prozesse mit zeitlicher Ausdehnung, aus den hochfrequenten Oberschwingungen herausgefiltert werden. Eine metrische Auswertung der Computerkinematogramme wird durch derart geglättete Kurven erheblich erleichtert.

Derart geglättete Computerkinematogramme werden im folgenden als standardisierte CKGs bezeichnet. Durch den Begriff Standardisierung wird das Glättungsverfahren, seine einheitliche Anwendung und die resultierende Möglichkeit von Inner- und Zwischenindividuenvergleich zum Ausdruck gebracht.

Insgesamt sind über 300 Messungen mit jeweils zwei bis acht Messreihen an weit über 100 Pferden berücksichtigt worden. Für die statistische Auswertung der Ergebnisse in den Kapiteln

„Beschleunigungen“ und „Das ‘Durchschnittspferd‘“ wurde aus den Messungen eine Stichprobe von 30 Individuen gewählt, für die in mittlerer Geschwindigkeit jeweils 2 homogene Messreihen in Schritt und Trab vorlagen und die mit der oben genannten Abtastrate von 1250 Hz gemessen wurden. Es handelt sich um 21 Pferde vom Typ des Deutschen Reitpferdes, ergänzt durch vier Vollblüter, drei Traber und zwei Reitponies. Die Stichprobe beinhaltet Freizeitpferde ebenso wie namhafte Zuchthengste und international erfolgreiche Sport- und Rennpferde. In der Stichprobe finden sich Olympiasieger, Welt- und Europameister. Verfahren und Geräte wurden 1997 zum Patent angemeldet. Die Rechte an diesem Verfahren wurden zum Jahr 2000 der Firma Marquis Tiermedizintechnik übertragen.

## Ergebnisse

### Computerkinematogramme

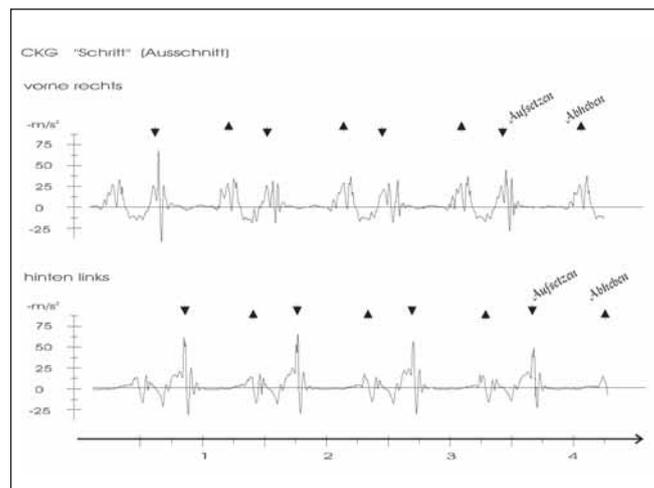
Die Computerkinematogramme stellen Beschleunigungen über der Zeit dar. Sie zeigen, ähnlich wie EKG-Kurven, ein einfaches, zyklisch wiederkehrendes Muster (siehe Abbildungen 3 & 4 ff). Aufsetzen, Einfedern, Nachfedern, Abstützen, Abdrücken, Abheben und Vorschwingen der Gliedmaßen lassen sich im Kurvenverlauf erkennen. Aufsetz- und Abhebbeschleunigung sind ihrer Natur nach negativ (der Erdbeschleunigung entgegengesetzt), werden aber wegen der Anschaulichkeit gespiegelt, also als Erhebung über der Nulllinie dargestellt.

Zur Erklärung: Aufsetzen ist Bremsen (-) mit (+) der Gravitation, Abheben ist Beschleunigen (+) gegen (-) die Gravitation; Positive Beschleunigungen treten beim Beschleunigen (+) mit (+) der Gravitation sowie beim Bremsen (-) gegen (-) die Gravitation auf.

Das CKG eines Hinterbeines zeigt im Schritt (Abbildung 2, unten) eine mehr-, oft zweigipflige Spitze für jedes Aufsetzen. Der erste Gipfel kennzeichnet die Einleitung des Bremsvorgangs, der länger als 0,1 Sekunden dauert, der zweite, deutlich höhere Gipfel markiert einen darauf folgenden Beschleunigungsschock. Er hängt stark von Untergrund und Tempo ab. Der zweigipfligen Spitze folgt ein kurzes Schwingen um die Nulllinie (federn) und ein ausgedehntes Plateau, während dessen auf das Röhrlbein lediglich die Erdbeschleunigung wirkt. Bei genauer Betrachtung ist auch hier ein geringfügiges Weiterschwingen in Längsrichtung der Röhrlbeine zu erkennen. Beim Abdrücken vom Boden und anschließendem Heben werden die Metatarsi in kurzer Aufeinanderfolge zweimal gegen die Gravitation und dazwischen in Richtung des Schwerfeldes beschleunigt. Es ergibt sich ein charakteristisches Muster aus kleiner Spitze, niedrigem Tal und zweiter Spitze. Während der Vorführphase des Beines ändert sich die Messrichtung deutlich. Die Metapodien werden positiv beschleunigt, die gespiegelte Kurve zeigt also ein Tal.

Das CKG eines Vorderbeines im Schritt (Abbildung 2, oben) zeigt ein ähnliches Aufsetzen, jedoch mit geringeren Zahlenwerten. Es gibt eine Tendenz zur Vielspitzigkeit. Das folgende Federn ist stärker ausgeprägt als an den Hinterbeinen und während der Plateauphase kommt es zu einem weitaus stärkeren Nachschwingen. Abdrücken vom Untergrund und Anheben des Beines ergeben auch an den vorderen Metapodien zwei auf-

einanderfolgende Gipfel, die oftmals höher sind als die dem Aufsetzen zugeordneten Spitzen. Der Taleinschnitt für das Vorschwingen ist deutlich tiefer als an den Hinterbeinen.



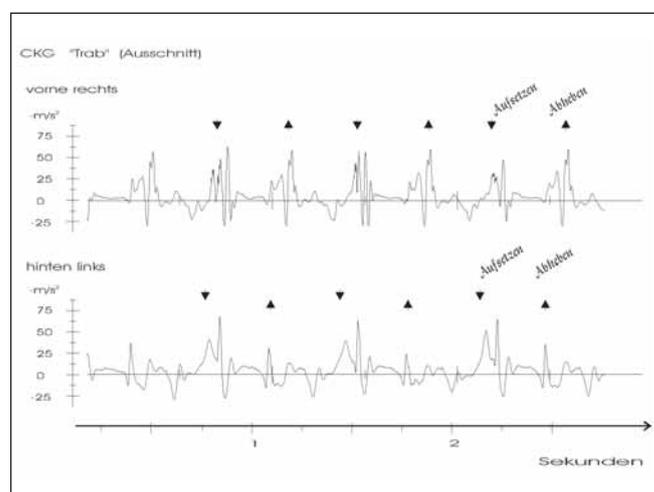
**Abb. 2:** Ausschnitt aus je einem CKG von Vorder- und Hinterbein im Schritt. Wegen der Übersichtlichkeit sind hier nur zwei Beine dargestellt. Pfeile markieren das Aufsetzen und Abheben.

*Part of one CGK of forelegs and hind legs in walk. For a better survey only two legs are presented. Arrows mark beginning and end of support.*

Im Trab wird der Verlauf der CKGs scheinbar unübersichtlicher. Die Kinematogramme der Vorderbeine ähneln denen im Schritt, aber die Tendenz zur Vielspitzigkeit nimmt zu. Die Beschleunigungsmaxima für Aufsetzen und Abheben fallen enger zusammen (Abbildung 3, oben).

Die Kinematogramme der Hinterbeine zeigen im Trab ein Aufeinanderfolgen vieler Beschleunigungsmaxima. Das Aufsetzen ist ähnlich wie im Schritt, das Abheben wird nur durch eine kleine Zacke, die zu beiden Seiten unterhalb der Nulllinie gründet, markiert (Abbildung 3 unten).

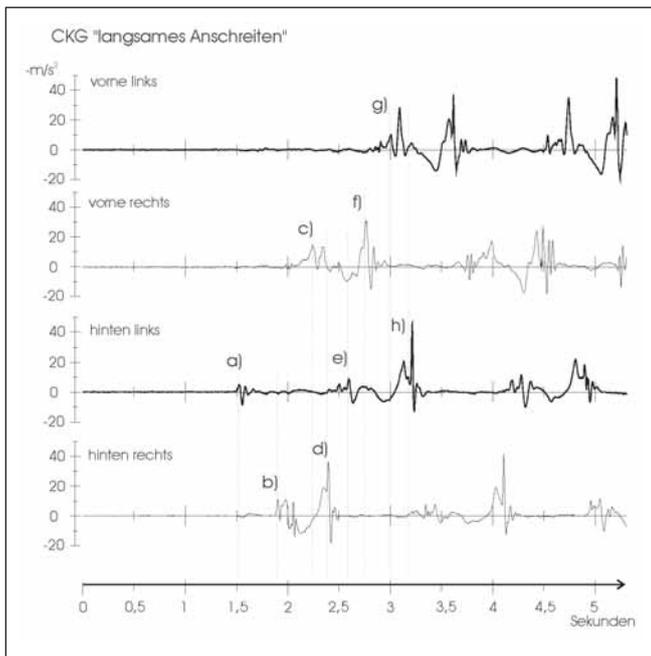
Das Zusammenspiel der Beine kann in Abbildung 4, dem Anschreiten aus dem Stand, gut nachvollzogen werden. Entspre-



**Abb. 3:** Ausschnitt aus je einem CKG von Vorder- und Hinterbein im Trab. Wegen der Übersichtlichkeit sind hier nur zwei Beine dargestellt. Pfeile markieren das Aufsetzen und Abheben.

*Part of one CGK of forelegs and hind legs introt. For a better survey only two legs are presented. Arrows mark beginning and end of support.*

chend der lateralen Fußfolge folgt auf das rechte Hinterbein, das rechte Vorderbein, danach das linke Hinterbein sowie das linke Vorderbein.



**Abb. 4:** Computerkinematogramme aller vier Gliedmaßen während des Anschreitens aus dem Stand (Deutsches Reitpferd). Die vier Messkurven beziehen sich auf dieselbe Zeitachse (hier 5,2 Sekunden). Folgende Ereignisse sind durch Buchstaben markiert:

- a) alle vier Beine ruhen am Boden, ein Wechsel in der Bodenkraft führt zu einem leichten Federn in der Fessel hinten links;
- b) das Bein hinten rechts wird abgehoben;
- c) Abheben vorne rechts, hinten rechts ist noch in der Vorführphase (gleichseitige Zweibeinstütze);
- d) Aufsetzen hinten rechts;
- e) Abheben hinten links (diagonale Zweibeinstütze);
- f) Aufsetzen vorne rechts;
- g) vorne links, bisher ruhend, wird abgehoben (gleichseitige Zweibeinstütze);
- h) Aufsetzen hinten links;

CKG of all 4 legs for a beginning walk. All curves belong to the same X-axis (5,2 sec). Events marked by letters:

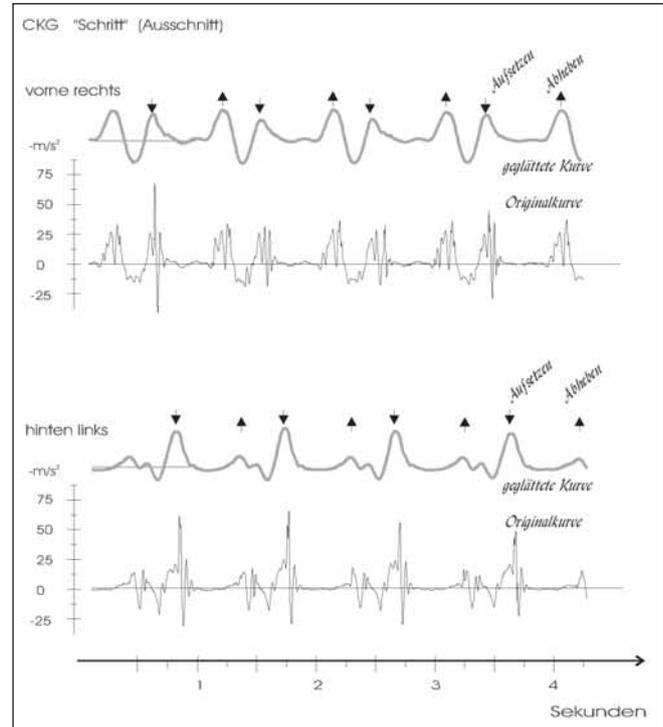
- a) all legs rest on ground, changes of ground forces cause a bounce in the fetlock of left hind leg.
- b) right hind leg is taken off.
- c) right foreleg is taken off, right hind leg is already swinging.
- d) touch down of right hind leg.
- e) left hind leg is taken off, right foreleg is already swinging.
- f) touch down of right foreleg. g) left foreleg is taken off.
- h) touch down of left hind leg.

#### Standardisierte Computerkinematogramme

Durch die Bearbeitung der CKGs (s. Kapitel „Kurvenbearbeitung“ und Abbildung 5) kann jedem Aufsetzen Abheben und Vorschwingen sowohl ein eindeutiger Zeitpunkt, als auch ein fester Beschleunigungswert zugeordnet werden.

Die standardisierten Computerkinematogramme der Hinterbeine im Schritt (Abbildung 5) zeigen eine einzelne Spitze (Aufsetzen), ein längeres Plateau auf der Nulllinie (Stützphase), eine zweite Spitze, die ähnlich dimensioniert ist wie die erste (Abhe-

ben) und ein tief eingeschnittenes Tal unterhalb der Nulllinie (Vorschwingen).



**Abb 5:** Gegenüberstellung von ungeglätteten und standardisierten CKGs im Schritt. Es handelt sich um die selben Kurven wie in Abbildung 2.

The same cutting as in figure 2. Comparison of original and smoothed (standardized) curves in walk.

Für die Vorderbeine finden wir in Schritt und Trab ähnliche Kurven. Im Trab (Abbildung 6) liegen die Spitzen für Aufsetzen und Abheben dichter beieinander, und an Stelle des Plateaus findet sich eine seichte Ausbuchtung auf halber Spitzenhöhe. Das Tal unterhalb der Nulllinie ist oftmals tiefer eingeschnitten als im Schritt.

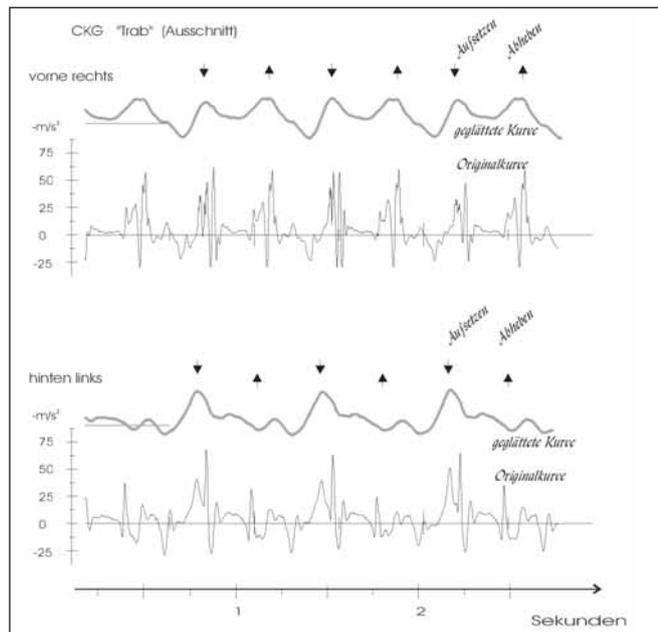
Die standardisierten Computerkinematogramme der Hinterbeine im Schritt (Abbildung 5) zeigen eine besonders exponierte Spitze (Aufsetzen), ein eingebogenes Plateau um die Nulllinie (Stützphase), sowie meist zwei deutlich niedrigere Spitzen (Abheben) und ein Tal nur wenig unterhalb der Nulllinie, dessen tiefster Punkt der Vorschwingwert ist.

Für die Hinterbeine im Trab (Abbildung 6) sehen wir meist drei aufeinanderfolgende Phasen höherer Beschleunigung je Zyklus mit dazwischen liegenden Tälern. Die erste und höchste Beschleunigungsspitze ist das Aufsetzen, die zweite resultiert aus dem Federn während der Stützphase und die dritte korrespondiert mit dem Abheben.

#### Beschleunigungen

Die Beschleunigungen an den Röhrlbeinen können beim Aufsetzen Spitzenwerte von bis zu 60-facher Erdbeschleunigung im starken Trab und auf Hartboden aufweisen. Die höheren Beschleunigungen beim Aufsetzen werden üblicherweise an den Hinter-

beinen gemessen. Die höheren Beschleunigungen beim Abheben und Vorschwingen treten dagegen an den Vorderbeinen auf. Einzelne Werte sind in Tabelle 1 aufgelistet. Eine systematische Untersuchung der Beschleunigungsspitzen steht noch aus.



**Abb. 6:** Gegenüberstellung von ungeglätteten und standardisierten CKGs im Trab. Es handelt sich um die selben Kurven wie in Abbildung 3.

The same cutting as in figure 3. Comparison of original and smoothed (standardized) curves in trot.

Die Beschleunigungsspitzen in den standardisierten CKGs kann man sich vereinfacht als die mittlere Beschleunigung über den Aufsetz-, Abheb- bzw. Schwingvorgang vorstellen. Mittelwerte finden sich in Tabelle 2. Im Einzelfall wurden Werte von 0,6-facher (Schritt, vorne) bis 3-facher (Trab, hinten) Erdbeschleunigung für das Aufsetzen gemessen.

Die Spitzen in der Mittelwertkurve werden „Aufschwung“, „Abschwung“ sowie „Vorschwing“ genannt, um begrifflich den Unterschied zu den erheblich größeren tatsächlichen Beschleunigungsspitzen (Schockbeschleunigungen, Tabelle 1) deutlich zu machen. Die Variationsbreite der Beschleunigungswerte innerhalb der Messreihen ist rund halb so groß, wie die Schwankung innerhalb der Stichprobe.

Abbildung 7 zeigt, wie aus den standardisierten CKGs der Aufschwung bestimmt wird.

**Stützdauern**

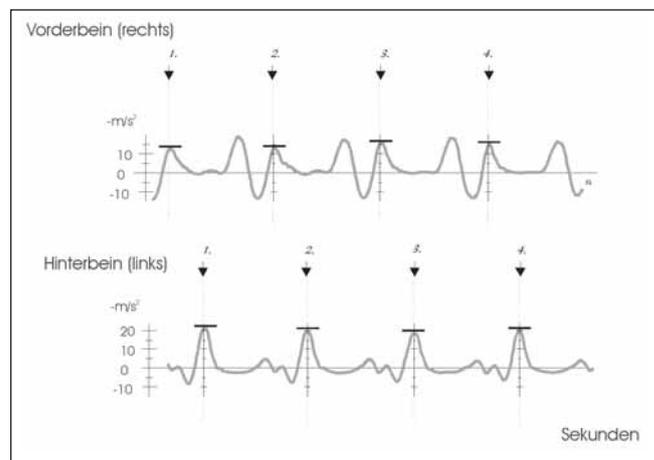
Eine wichtige Größe ist die relative Stützdauer der einzelnen Extremitäten, das ist die Zeitspanne zwischen Aufschwung und Abschwung als prozentualer Anteil der Zyklusdauer (Abbildung 8). Der Bezug der Stützdauer auf die Zyklusdauer erlaubt eine weitgehend geschwindigkeitsunabhängige Beurteilung. Die exakten Mittelwerte sind in Tabelle 3 aufgelistet, zum Gliedmaßenvergleich siehe auch Kapitel „Das ‘Durchschnittspferd‘“. Die Schwankungen sind an den Schultergliedmaßen etwa doppelt so hoch wie hinten. Das mittlere Intervall, das die Hälfte der Messergebnisse der Stichprobe faßt (Quartilabstand), liegt

**Tab. 1:** Gemessene Beschleunigungsspitzen (nicht geglättete Kurven) an den Metapodien, ausgedrückt in Vielfachen der Erdbeschleunigung. Die Werte für Schritt, Trab und Galopp sind Richtwerte für die physiologische Bewegung. Im starken Trab auf Hartboden oder im starken Galopp zwischen zwei Hindernissen sind erheblich höhere Werte gemessen worden. Die Sprunghöhen lagen zwischen 100 und 160 cm (Dissertation Reininger, München, in Arbeit);

Maximum accelerations at metapodials in G. Results for walk, trot an gallop are approximate values for physiological gaits. Dependent on the velocity higher values are possible.

Beschleunigungsspitzen (* 10 m s <sup>-2</sup> ):		
zyklische Belastungen	hinten	vorne
Schritt, Asphalt	8ñ12	4ñ10
Trab, Asphalt	10ñ40	8ñ20
Schritt, Halle	4ñ6	3ñ4
Trab, Halle	6ñ9	4ñ6
Galopp, Halle	7ñ15	6ñ12
azyklische Belastungen		
Sprung (Füllen zum Absprung)	30ñ80	15ñ30
Sprung (Landung)	20ñ60	20ñ40
Buckeln	50ñ90	10ñ30
Stolpern, Asphalt	ñ80	ñ60

im Schritt vorne zwischen 62,6% und 68,2%, hinten zwischen 57,5% und 60,7%. Im Trab sind es vorne zwischen 39,7% und 49,5% sowie hinten zwischen 42,7% und 47,7%. Innerhalb einzelner Messreihen ist die Schwankung etwa um den Faktor 3 (vorne) bzw. 1,5 (hinten) geringer. Abbildung 8 zeigt, wie aus den standardisierten CKGs Stützdauer, Zyklusdauer und daraus die relative Stützdauer bestimmt werden.

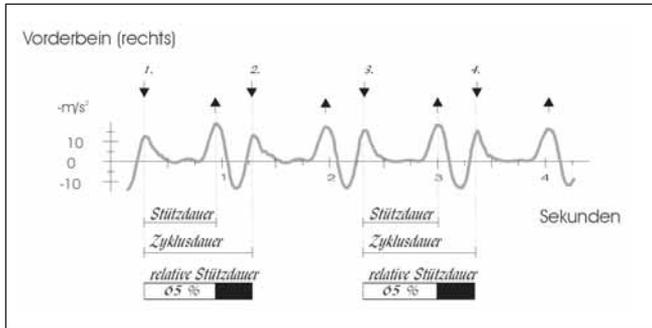


**Abb. 7:** Bestimmung des Aufschwunges aus den standardisierten CKGs, hier ein Vorder- und ein Hinterbein im Schritt. Die aufeinanderfolgenden Schrittzyklen sind durchnummeriert.

Determination of touch down value in smoothed (standardized) curves. Consecutive strides are numbered.

Stützdauerdifferenzen

Hierunter wird der Unterschied zwischen den Stützdauern eines Beinpaars verstanden (Vorderbeine, Hinterbeine). Stützdauerdifferenzen wurden für jeden einzelnen Bewegungszyklus, das heißt „paarig“, bestimmt. Die mittleren paarigen Stützdauerdifferenzen „links minus rechts“ der Stichprobe betragen  $-0,7\%$  (von der Zyklusdauer) im Schritt und  $-0,8\%$  im Trab für die Schultergliedmaßen, bzw.  $0,1\%$  im Trab für die Beckengliedmaßen. Abweichungen zwischen paariger Bestimmung und dem Vergleich der Mittelwerte in Tabelle 3 resultieren aus Variationsbreite und freier Verteilung der Werte im Trab.



**Abb. 8:** Bestimmung der relativen Stützdauer aus den standardisierten CKGs, hier eines Vorderbeines im Schritt. Die aufeinanderfolgenden Schrittzyklen sind durchnummeriert.

*Determination of relative time of support in smoothed (standardized) curves. Consecutive strides are numbered.*

Die „Stetigkeit“ der Stützdauerdifferenz bringt zum Ausdruck, in wieviel Prozent der Bewegungszyklen das im Mittel kürzer belastete Bein tatsächlich kürzer belastet wird. Im Stichprobenmittel sind es je nach Gangart und Beinpaar zwischen 70 und 77 Prozent der Messzyklen. Erklärendes Beispiel: „vorne rechts“ fußt durchschnittlich  $1,7\%$  kürzer als „vorne links“. Tatsächlich fußt „vorne rechts“ in  $82\%$  der Zyklen kürzer als „vorne links“ (die Differenz „links minus rechts“ ist positiv), in  $18\%$  der Zyklen dagegen fußt „vorne links“ kürzer (die Differenz „links minus rechts“ ist negativ). Die Stetigkeit beträgt dann  $82\%$ .

Größere Stützdauerdifferenzen wurden auf gebogenen Linien und bei lahmen Pferden gemessen, also dann, wenn die Bewegungssymmetrie gebrochen war.

Phasenverschiebung

Das zeitliche Aufeinanderfolgen der Fußungen nebeneinander liegender Beine wird durch die Phasenverschiebung beschrieben. Auch diese wird als prozentualer Anteil von der Zyklusdauer angegeben. Begriffsklärung: Phase kennzeichnet in der Schwingungslehre die momentane Lage eines harmonisch schwingenden Körpers. In der Bewegung hat jedes Bein sein zyklisch wiederkehrendes Schwingungsmuster. Physikalisch korrekt aber unanschaulich wäre der „Phasenunterschied“ als Winkelmaß.

Ein symmetrisches Aufsetzen bedeutet demnach eine Phasenverschiebung von genau  $50\%$ , also ein Fuß nach der halben Zyklusdauer. In Tabelle 4 sind die mittleren Phasenverschiebungen „links ♦ rechts“ für die Stichprobe angegeben. Im Schritt

liegen sie für vorne und hinten bei  $50,4\%$ . Im Trab bei  $50,6\%$  für die Schulter- und bei  $50,3\%$  für die Beckengliedmaßen.

**Tab. 2:** Mittlere Werte für die Phasenverschiebung, ausgedrückt in Anteilen von der Zyklusdauer für eine Stichprobe aus 30 Pferden. Startpunkt ist das Aufsetzen der linken Extremitäten, das Aufsetzen der rechten folgt nach der angegebenen prozentualen Dauer. Die mittlere Zyklusdauer betrug für den Schritt  $1,2$  Sekunden, für den Trab  $0,722$  Sekunden. Die Standardabweichungen der gesamten Stichprobe sind der Standardabweichung für einzelne Individuen gegenübergestellt.

*Mean values for phase displacement. Beginning of the cycles is the touch down of left limbs, right limbs should follow after 50% of cycle duration. Mean walk took 1,2 seconds, mean trot took 0,722 seconds. Deviation of sample and deviation of single measurements are compared.*

CKG-Werte	links	sd	sd	rechts	sd	sd
(* 10 m s <sup>-2</sup> )	Mittelwert	Stichprobe	Meflreihe	Mittelwert	Stichprobe	Meflreihe
<b>Schultergliedmaßen, Schritt</b>						
Aufschwung	<b>1,20</b>	0,20	0,11	<b>1,17</b>	0,20	0,11
Abschwung	<b>1,36</b>	0,23	0,10	<b>1,39</b>	0,25	0,11
Vorschwung	<b>-0,86</b>	0,21	0,09	<b>-0,92</b>	0,21	0,10
<b>Beckengliedmaßen, Schritt</b>						
Aufschwung	<b>1,68</b>	0,24	0,11	<b>1,72</b>	0,25	0,12
Abschwung	<b>0,48</b>	0,16	0,07	<b>0,49</b>	0,15	0,06
Vorschwung	<b>-0,61</b>	0,16	0,07	<b>-0,59</b>	0,19	0,07
<b>Schultergliedmaßen, Trab</b>						
Aufschwung	<b>1,62</b>	0,30	0,16	<b>1,65</b>	0,33	0,23
Abschwung	<b>1,63</b>	0,32	0,16	<b>1,66</b>	0,39	0,16
Vorschwung	<b>-1,00</b>	0,33	0,13	<b>-1,13</b>	0,36	0,13
<b>Beckengliedmaßen, Trab</b>						
Aufschwung	<b>2,09</b>	0,47	0,23	<b>2,11</b>	0,50	0,21
Abschwung	<b>0,44</b>	0,18	0,12	<b>0,39</b>	0,19	0,12
Vorschwung	<b>-0,41</b>	0,22	0,11	<b>-0,44</b>	0,23	0,11

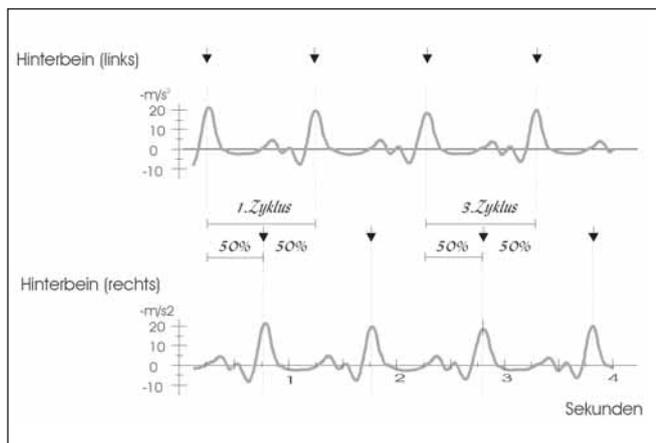
Die intraindividuelle Streubreite der Phasenverschiebung ist größer als die Interindividuelle Streubreite.

Abbildung 9 zeigt, wie aus den standardisierten CKGs die Phasenverschiebung bestimmt wird.

Fußungshäufigkeit

Wie zu erwarten fußten alle Extremitäten einmal je Bewegungszyklus. Ausnahmen kamen indessen vor. Das Auslassen einzel-

ner Fußungen wegen hoher Druckempfindlichkeit wurde in Einzelfällen beobachtet.



**Abb. 9:** Bestimmung der Phasenverschiebung aus den standardisierten CGKs, hier für die Hintergliedmaßen im Schritt.

*Determination of phase displacement in smoothed (standardized) curves.*

Abbildung 10 zeigt das Computerkinematogramm eines hochgradig rehekranke Pferdes, das mit dem linken Vorderbein häufiger fußte als mit den übrigen Beinen. Ein Befund, der den Grundregeln zyklischer Fortbewegung widerspricht. Einfaches Stolpern ist von zweifachtem Fußten deutlich zu unterscheiden.

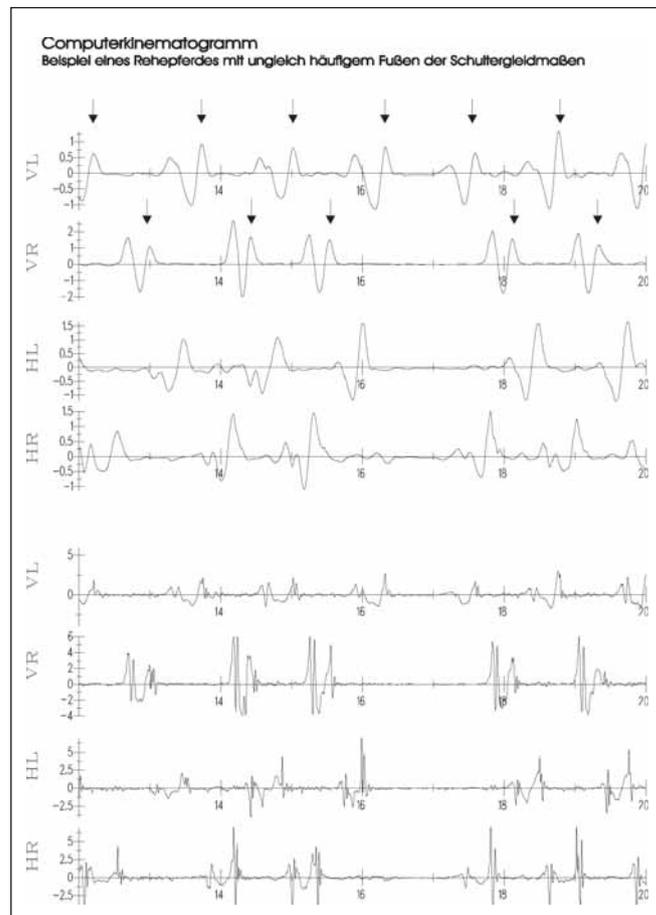
**Tab. 3:** Mittlere Werte für Aufschwung, Abschwung und Vorschwing, ausgedrückt in Vielfachen der Erdbeschleunigung für eine Stichprobe aus 30 Pferden. Die mittlere Zyklusdauer betrug für den Schritt 1,2 Sekunden, für den Trab 0,722 Sekunden. Die Standardabweichung der gesamten Stichprobe gibt die interindividuelle Variation an. Die Standardabweichung der einzelnen Messreihen ist ihr gegenübergestellt.

*Mean values for touch down, take off and swinging from smoothed curves in G. Mean walk took 1,2 secods, mean trot took 0,722 seconds. Mean deviation of sample indicates interindividual variation. It is compared with mean deviation of single measurements.*

Stützdauern (in % der Zyklusdauer)				
Schritt (T=1,200 s)	vorne links	vorne rechts	hinten links	hinten rechts
mittlere Stützdauer	65,9%	65,2%	59,4%	58,7%
Quartilabstand, Stichprobe	4,55	5,13	2,68	2,13
Quartilabstand, Mefreihe	1,61	1,61	1,52	1,42
Trab (T=0,722 s)				
mittlere Stützdauer	44,5%	43,9%	45,2%	43,8%
Quartilabstand, Stichprobe	7,43	9,85	4,6	5,0
Quartilabstand, Mefreihe	1,78	3,07	2,78	2,3

### Das „Durchschnittspferd“

Die statistische Auswertung der Stichprobe gibt uns durchschnittlichen Kenngrößen der Bewegung von Pferden. Im Schritt stützt das Durchschnittspferd vorne 6,5% länger als hinten, die Stützdauern der rechten Beine sind jeweils um 0,7% kürzer. Beide rechten Extremitäten werden zudem verspätet (nach 50,4% der Zyklusdauer) aufgesetzt.



**Abb. 10:** Komplettes Computerkinematogramm aus zwei mal vier Messkurven für den Schritt. Markant ist bei diesem Pferd das häufigere Fußten „vorne links“ während eines akuten Reheschub. Die Zeitachse mißt 8 Sekunden.

*CGK including original and smoothed curves showing a high-grade lame walk. There are different numbers of strides within the forelegs.*

„Vorne rechts“ fußt unwesentlich schwächer auf, unwesentlich stärker ab und schwingt unwesentlich stärker vor als „vorne links“. „Hinten rechts“ fußt dagegen eher stärker auf.

Im Trab liegen die Stützdauern des Durchschnittspferdes zwischen 43,8% und 45,2%. Auch im Trab werden die rechten Beine später gesetzt. Während das linke Hinterbein am längsten stützt, ist die Stützdauer des diagonalen rechten Vorderbeines am geringsten.

Auf- und Abschwung eines Vorderbeines sind im Trab nahezu gleich. Auf der rechten Seite liegen die Durchschnittswerte unwesentlich höher als links.

Signifikanter Bruch der Asymmetrie ist beim Durchschnittspferd der im Trab erhöhte Vorschwing „vorne rechts“.

Möglich Einflüsse durch das Vorstellen an der Hand werden unter dem nachfolgenden Kapitel „Vorstellen des Pferdes“ diskutiert.

**Tab. 4:** Mittlere Werte für die relativen Stützdauern aller Extremitäten für eine Stichprobe aus 30 Pferden. Die mittlere Zyklusdauer betrug für den Schritt 1,2 Sekunden, für den Trab 0,722 Sekunden. Der Quartilabstand der gesamten Stichprobe gibt die interindividuelle Variation an. Der Quartilabstand der einzelnen Messreihen ist dem gegenübergestellt.

*Mean values for relative time of support for all 4 legs. Mean walk took 1,2 secods, mean trot took 0,722 seconds. Deviation of sample and deviation of single measurements are compared*

Phasenver-schiebung	Schritt li re	sd Stich-probe	sd Indivi-duum	Trab li re	sd Stich-probe	sd Indivi-duum
vorne	50,4%	0,8	1,3	50,6%	1,2	3,2
hinten	50,4%	0,5	1,0	50,3%	1,8	2,2

**Diskussion**

*Diskussion der Methode*

Die Computerkinematographie ist in der Handhabung denkbar einfach. Eine Messung kann von einer Person innerhalb weniger Minuten durchgeführt werden.

Das Einbandagieren der Messaufnehmer sollte mit Sorgfalt geschehen. Vergleichsmessungen mit lockeren und sehr lockeren Bandagen haben gezeigt, dass aber selbst bei schlechter Befestigung die geglätteten Kurven, und damit auch die CKG-Werte, nahezu identisch sind. Die ungeglätteten Kurven sind bei schlechter Befestigung deutlich gedämpft.

Die Messaufnehmer hindern das Pferd nicht an der Bewegung und sind ihrerseits mechanisch robust. Sie sind für die Quantifizierung von Belastungen bereits in Springparcours der Klasse S sowie im Schnelfahrtraining vor dem Sulky erfolgreich eingesetzt worden.

Für den routinemäßigen Einsatz sollte das Vorführen auf gerader Strecke geschehen und möglichst gleichmäßig sein, da letztlich nur die Bewegung während der Messequenz ausgewertet wird. Ein Problem stellt das kaum dar, ist doch ein sachgemäßes Vorführen auch Voraussetzung einer adspektorischen Untersuchung. Die Reduktion der Messdaten alleine auf die axiale Beschleunigung der Beine hat sich bewährt. In ihr drücken sich Abweichungen im Bewegungsablauf spezifisch aus. Auf zusätzliche Messgrößen wie beispielsweise Reaktionskraft, Beschleunigungen in drei Raumachsen, Hufdehnung oder Filmbilderfassung kann für einfache und aussagekräftige Deskription verzichtet werden.

Ebenso haben wir auf die Trittlänge (in m) verzichtet. Die Trittlänge hat zwei gewichtige Nachteile. Sie kann nicht wie die Stützdauer auf eine Bewegungseinheit normiert werden und ist vorwiegend geschwindigkeitsabhängig. Zudem ist die kontinuierliche Erfassung über viele Bewegungszyklen für den mobilen Einsatz nur unzureichend zu realisieren.

Durch den Verzicht auf zusätzliche Messgrößen ergibt sich ein gewichtiger Vorteil, die Kinematogramme bleiben überschaubar und das Wesentliche – insbesondere Aufsetzen und Abheben – kann direkt erkannt werden.

Die Messwertdichte von 1250 Werten pro Sekunde wurde empirisch als Optimum ermittelt. Bei geringerer Messwertdichte können in den ungeglätteten Kurven Beschleunigungsspitzen gekappt werden, eine höhere Messwertdichte führt zu unnötig großen Dateien und zu Zeitverlusten bei der Weiterverarbeitung der Messdaten.

Als Alternative zu der Messeinrichtung mit Datenspeichern am Pferdebein wurde inzwischen auch ein CKG-System entwickelt, das die Messwerte per Funk an einen Computer überträgt. An Stelle von Datenloggern sitzen dann kleine Sendeeinheiten am Pferdebein, das Prinzip der Messung bleibt unverändert.

*Vorstellen des Pferdes*

Bei Punkt „Das ‘Durchschnittspferd’“ haben wir gesehen, dass das Durchschnittspferd geringe Abweichungen in der Symmetrie zeigte, die auf eine Linksbiegung deuten. In einzelnen Fällen wurden Pferde wechselweise von beiden Seiten geführt, wobei sich die Ergebnisse nicht unterschieden. Ein Einfluß der Führseite war nicht nachzuweisen. Ein umfangreicher Test hierzu ist allerdings schwierig, da selbst geübte Reiter Pferde oft nicht von beiden Seiten gleichartig vorstellen können.

Die erreichte Gleichmäßigkeit der Bewegung wurde mit zunehmendem Ausbildungsstand von Pferd und Reiter deutlich besser. Die Gleichmäßigkeit ist über die Schwankungen der Zyklusdauer für jede Messreihe dokumentiert. Man kann sie als die Differenz zwischen aufeinanderfolgenden Zyklusdauern darstellen, oder bei der Vorgabe einer gleichförmigen, unbeschleunigten Bewegung auch über die Dispersionsmaße der Größe Zyklusdauer hinreichend annähern.

Unter dem Reiter veränderte sich das Bewegungsmuster stärker und war weniger gut reproduzierbar. Für Fragestellungen, die in erster Linie auf das Pferd zielen ist also das Vorstellen an der Hand zweckmäßiger als unter dem Reiter.

*Bewertung einzelner Messgrößen*

*Beschleunigungen*

Die Spitzenbeschleunigungen hängen stark von Bodenbeschaffenheit und Geschwindigkeit ab. Bedenkt man, dass das Traben auf Asphalt anerkanntermaßen eine Belastung für Pferde darstellt, und dass gerade die Schockbeschleunigungen dort unverhältnismäßig ansteigen, so deutet sich ein Zusammenhang an (*Falaturi, Preuschoff und Bruns 1998*).

*Preuschoff (1989)* bestimmte für den Massemittelpunkt des Pferdes Beschleunigungen von bis zu 4 G während des Aufsetzens der Vorderbeine bei der Landung aus dem Sprung. Demnach hätte man an den Extremitäten höhere Beschleunigungen erwarten können. Möglicherweise wirkt hier der weiche Hallenboden dämpfend.

Die Extremwerte in der standardisierten CKGs scheinen dagegen von der Bodenbeschaffenheit unabhängig zu sein. Durch das Glättungsverfahren ist also auch die Vergleichbarkeit der Amplitudenwerte aus beliebigen Messreihen gegeben. Die Beschleunigungswerte beim Aufsetzen sind mit den besser untersuchten Reaktionskräften (*Preuschoff 1989, Marquis 1999*) korreliert. Sie sind aber dank der hier beschriebenen Methode einfacher zu erfassen.

Bisweilen wird ein scheinbar paradoxes Phänomen beobachtet, nämlich leicht erhöhte Spitzenwerte der geglätteten Kurven, die auf Weichboden gemessen wurden. Eine Erklärung könnte die freiere Bewegung der Pferde auf weichem Untergrund sein. Eine systematische Untersuchung, die auch unterschiedliche Fortbewegungsgeschwindigkeiten einbeziehen muss, steht noch aus.

#### Stützdauern

Die Stützdauern liegen in dem Bereich, der schon von Falaturi 1998 ermittelt wurde. Die Befunde der zitierten Arbeit wären dahingehend zu erweitern, dass auch die relative Stützdauer im Schritt geschwindigkeitsabhängig sein kann. Inwieweit sich die Stützdauern in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit ändern scheint damit zusammenzuhängen, wie einzelne Pferde die Fortbewegungsgeschwindigkeit steigern (siehe Falaturi 1998 Kap. 3.3 & 4.5.2, Preuschoff et al. 1987), das heißt zu welchen Anteilen die Stellgrößen Bewegungsfrequenz und Trittweite verändert werden. Die Stützdauern im Trab wurden von allen Pferden deutlich variiert. Die größere Variationsbreite der Vorderbeine deckt sich mit den Befunden von Falaturi 1998 und ist dort diskutiert worden.

Problematisch bleibt bei diesem Verfahren der unmittelbare Vergleich von Stützdauern der Schulter- und Beckengliedmaßen. Durch die unterschiedlichen Winkelbewegungen, der Vorder- und Hinterbeine sowie durch ihre unterschiedliche Stellung während des Fußens, sind die Messbedingungen unterschiedlich.

Allgemein ist die Stützdauer nicht wirklich zufriedenstellend zu erfassen, da es nicht ohne weiteres möglich ist, den Übergang zwischen Bodenkontakt und voller Lastaufnahme zu identifizieren, schon gar nicht unter Feldbedingungen. Die Computerkinematographie bietet immerhin den großen Vorteil einer sicher reproduzierbaren Messung für jedes Beinpaar.

#### Der Seiten- oder Symmetrievergleich

Schritt und Trab gehören zu den symmetrischen Gangarten. Symmetrie bedeutet, linke und rechte Körperhälfte bewegen sich identisch, aber sowohl zeitlich wie auch räumlich genau um einen halben Zyklus gegeneinander versetzt.

Logische Konsequenz daraus ist, dass die CKGs der nebeneinander liegenden Beine in der Form gleich, aber um die halbe Zyklusdauer versetzt sind und dass die Kenngrößen für nebeneinander liegende Beine ebenfalls gleich sind. Entsprechend schlug Falaturi 1998 vor, diese Abweichung von der Norm als messbaren Parameter für Lahmheit zu nutzen.

Die Messwerte zeigen allerdings, dass geringgradige Abweichungen üblich sind. Einfach einen numerischen Grenzwert zwischen gesund und krank zu ziehen (wie Falaturi 1998, Kap. 6) ist aus statistischen Gründen bedenklich. Vielmehr müsste die Stützdauerdifferenz hinsichtlich ihres Betrages und hinsichtlich der Stetigkeit ihres Auftretens auf Signifikanz geprüft werden.

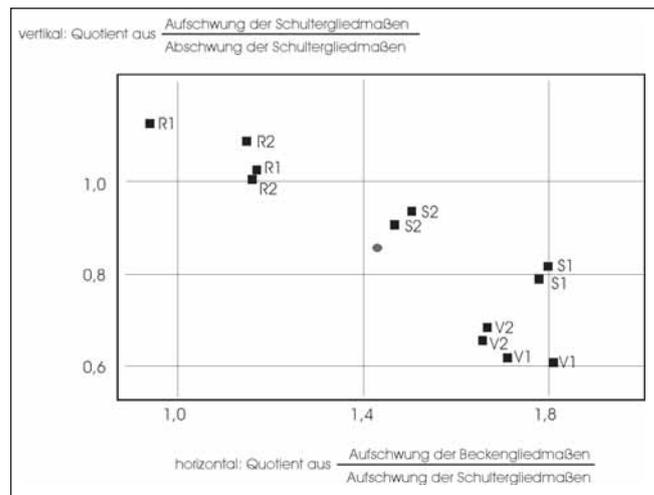
Auch die Vermutung, dass sich alle Symmetrieabweichungen auch in der Stützdauer ausdrücken, ist so nicht richtig. Die Art, in der sich ein Symmetriebruch ausdrücken kann ist vielfältig (vgl. Kapitel „Einsatz zur Lahmheitsdiagnostik“).

Der Seitenvergleich ist in allen symmetrischen Gangarten, das heißt auch in den Varianten des „Rennschrittes“ (das sind viele der sogenannten „Sondergangarten“) und im Paßtrab sinnvoll. Der Galopp bedeutet selbstverständlich einen Bruch der Symmetrie (Falaturi 1998) und muss gesondert betrachtet werden. Das soll in einer späteren Studie geschehen.

Einen interessanten Aspekt des Seitenvergleiches bieten die geringgradigen Asymmetrien in den errechneten Mittelwerten (s. Kapitel „Das 'Durchschnittspferd'“). Eine genaue Beobachtung der erhobenen Fälle zeigt, dass die verkürzte Stützdauern rechts eher bei jungen, wenig ausgebildeten Pferden auftreten, als bei ausgebildeten Sportpferden. Das nährt die Vermutung, dass es sich bei der Asymmetrie um einen Ausdruck der sogenannten natürlichen Schiefe der Pferde handelt, der durch entsprechende Ausbildung entgegengewirkt werden kann. Bestärkt wird diese Vermutung durch einzelne Messungen auf gebogenen Linien, die ähnliche Verschiebungen bei Stützdauern und Beschleunigungen zeigten, wie sie für das Durchschnittspferd dokumentiert sind.

#### Inner- und Zwischenindividuenvergleich

Die CKGs eines jeden Pferdes zeigen, sofern sie unter vergleichbaren Bedingungen aufgenommen werden, meist sehr ähnlichen, zum Teil sogar deckungsgleichen Verlauf. Die zyklisch wiederkehrende Kurvenform ist stabil. Das entspricht der Erfahrung von Betrachtern und Reitern, dass jedes Pferd einen sehr individuellen Bewegungseindruck vermittelt.



**Abb. 11:** Inner- und Zwischenindividuenvergleich von sechs ausgewählten Pferden im Schritt. V1 und V2 sind international erfolgreiche Vollblüter, S1 und S2 international erfolgreiche Springpferde, R1 und R2 Reitpferde mit Dressurveranlagung.

Die Verhältnisse der Beschleunigungswerte zueinander zeigen gleichermaßen intraindividuelle Ähnlichkeit wie interindividuelle Unterschiede. Bei den interindividuellen Unterschieden scheinen Rasse bzw. Veranlagungen eine Rolle zu spielen. Der Punkt markiert den Durchschnittswert.

*Intra- and interindividual comparison of 6 representative horses. V1 and V2 are international successful purebred racing horses, S1 and S2 are international successful jumping horses, R1 and R2 are dressage horses.*

*The relations of acceleration values show intraindividual similarity and interindividual differences. Mean value is marked by a dot.*

Nach den bisherigen Ergebnissen findet sich die Reproduzierbarkeit sowohl in den Kurvenformen, dort besonders in der Art des Abhebens und Vorschwingens, als auch in dem Verhältnis der Beschleunigungswerte zueinander. In Abbildung 11 sind sechs verschiedene Pferde anhand solcher Verhältniszahlen im zweidimensionalen Raum sortiert.

Trotz der individuellen Unterschiede folgen die Kurven verschiedener Pferde dem gleichen Grundmuster. Das findet seine Entsprechung in der sinnlichen Wahrnehmung, dass sich verschiedene Pferde trotz aller Individualität doch ähneln.

Der praktische Nutzen des Innerindividuumvergleiches ist bei *Falaturi und Bruns 1999* dokumentiert, die Veränderungen von CKGs durch die lokale Anästhesie geschädigter Strukturen darstellen. Auch der Einfluß verschiedener Sattelmodelle auf das Bewegungsmuster eines Pferdes wurde bereits gezeigt (*Cavallo 1999*).

Die absoluten Messwerte hängen von zu vielen Einflußgrößen ab, als dass sie individuenspezifisch sein könnten. Die Variationsbreite der Messwerte ist selbst innerhalb gleichförmiger Messreihen (intraindividuell) noch halb so groß, wie innerhalb der Stichprobe (interindividuell).

Im Falle der Phasenverschiebung schwanken die Werte sogar innerhalb der Individuen mehr als zwischen den Pferden.

Eine wichtige Einflußgröße ist die Geschwindigkeit. Das versteht sich, da die Art wie ein Bein vorgeführt wird (Gelenkwinkelungen, Vorführzeit) geschwindigkeitsabhängige Größen sind. Mittlere Geschwindigkeiten liefern jedoch sehr ähnliche CKG-Muster und individuentypische Verhältniszahlen von Aufschwung zu Abschwung (vgl. Abbildung 11 und *Falaturi 1999*).

Die Geschwindigkeitsabhängigkeit der Computerkinematogramme erzeugt keine Probleme für deren Auswertung, sondern liefert im Gegenteil zusätzliche Information für die diagnostische Interpretation. Die Geschwindigkeit wird über die Zyklusdauern (Reziprok der Bewegungsfrequenz) angenähert, mit der sie eng positiv korreliert ist (*Witte et al. 1995*).

#### *Einsatz zur Lahmheitsdiagnostik*

Die Möglichkeiten Abweichungen in der Symmetrie quantitativ und reproduzierbar auf verschiedenen Ebenen zu bestimmen, machen das Verfahren für den Einsatz in der Lahmheitsdiagnostik geeignet. Ergänzend können der Innerindividuenvergleich, der Zwischenindividuenvergleich und die biomechanische Plausibilität zur Beurteilung von Lahmheiten herangezogen werden.

Klinische Studien über Veränderungen der Bewegungsmuster bei definierten und dokumentierten Erkrankungen sind bereits angelaufen. Schon jetzt zeigt sich, dass sich die Asymmetrie je nach Schwere der Lahmheit und je nach Art der Beeinträchtigung auf unterschiedlichen Ebenen äußert. Grob vereinfacht läßt sich eine Hierarchie erkennen: ungleich häufiges Fußen (vgl. „Fußungshäufigkeit“) – verspätetes (verfrühtes) Aufsetzen – ungleiche Beschleunigungen beim Aufsetzen – ungleiche Stützdauern. Dazu kommen Asymmetrien im Abheben, Vorschwingen und in den Streubreiten der ermittelten Größen. Es ist also nicht so, dass mit dem Grad der Lahmheit lediglich die Abweichungen zunehmen, vielmehr ändern sie sich auch in ihrer Qualität.

Beispiel: eine geringgradige Lahmheit einer Vordergliedmaße wird sich im Schritt durch eine reduzierte Stützdauer äußern, die optisch kaum oder nicht wahrnehmbar ist. Ist bereits eine leichte Asymmetrie in den Nickbewegungen des Kopfes zu erkennen, so besteht diese Stützdauerdifferenz im Schritt nicht mehr, aber das Bein mit dem der Kopf fällt erfährt deutlich höhere Beschleunigungen. Ist das Kopfnicken einseitig deutlich sichtbar, so wird das Bein, auf das der Kopf fällt verfrüht aufgesetzt, die Beschleunigungsdifferenz muss nicht fortbestehen.

Eine genaue Darlegung soll Inhalt folgender Arbeiten sein.

Bei der Beurteilung der Computerkinematogramme im Hinblick auf Lahmheiten kann neben dem Seitenvergleich, dem Inner- und dem Zwischenindividuenvergleich auch die biomechanische Plausibilität helfen.

Für den Zwischenindividuenvergleich liefern die in dem Absatz „Ergebnisse“ vorgestellten Normalwerte unter Berücksichtigung der Variationsbreiten eine gute Grundlage.

Biomechanische Plausibilität sei an einem Beispiel erklärt. Auf- und Abschwung sollten beispielsweise mit steigender Bewegungsgeschwindigkeit zunehmen. Ist dies nicht der Fall, sondern nimmt der Aufschwung eines Hinterbeines mit zunehmender Geschwindigkeit ab (wie dies bei sog. Hangbeinlahmheiten beobachtet wurde), ist die biomechanische Inplausibilität sicherer Indikator für eine Fehlbelastung der entsprechenden Extremität. Gerade das Beispiel einer sog. Hangbeinlahmheit ist von erheblicher praktischer Bedeutung, da hier die Stützdauer der geschädigten Gliedmaße sogar zunehmen kann, was die Beurteilung einer solchen Lahmheit erschwert.

Messungen vor und nach Anästhesien zeigten weiterhin, dass Wechselwirkungen zwischen allen vier Gliedmaßen bestehen. Eine Lahmheit vorne kann genauso auch das Bewegungsmuster der Hinterbeine verändern, wie eine Lahmheit der Beckengliedmaße das Bewegungsmuster der Vorderbeine stören kann. Entscheidend scheint zu sein, in welcher Bewegungsphase Kompensationen (Beispiel: das verstärkte Kopfnicken bei Lahmheiten) vorgenommen werden.

Mit der Computerkinematographie können Bewegungsmuster exakt beschrieben werden. Sie ist objektiv und gibt Aufschluß über individuelle Besonderheiten und Abnormitäten, die ohne Hilfsmittel nicht wahrnehmbar sind.

Für die Forschung öffnet das die Möglichkeit, die Bewegung unabhängig von fest installierten Messvorrichtungen und mit größeren Stichproben zu untersuchen. Nach Einflüssen äußerer Faktoren auftretende Belastungen kann somit gezielt gesucht werden.

Für die Praxis ist ein routinemäßiger Einsatz als Diagnoseverfahren denkbar, da die Durchführung einer CKG-Messung nicht ortsgebunden und innerhalb weniger Minuten möglich ist, zumal in Kürze die Aufbereitung der Messkurven einschließlich der Berechnung der CKG-Werte durch den Computer automatisch durchgeführt werden soll.

#### **Literatur**

*Falaturi, P.*(1998): Kenngrößen und Regeln der vierbeinigen Fortbewegung am Beispiel des Pferdes, Dissertation Göttingen, Edition Schürer 3-9803497-3-X, Kirchheim.

- Falaturi, P.(1999): Bewegungsanalyse. Trakehner Hefte 2/99, 34–36.
- Falaturi, P und Bruns, E. (1998): Objektive Erfassung von Bewegungsmerkmalen beim Sportpferd, Vortragstagung der DGfZ und der GfT 23/24.09.1998, Berlin, D32.
- Falaturi, P und Bruns, E. (1999): Ganganalyse beim Sportpferd, in: E.Bruns (Hrsg.), Göttinger Pferdetag '99 Zucht und Haltung von Sportpferden, FN-Verlag Warendorf, 253–256.
- Falaturi, P, Preuschoft, H. and Bruns, E. (1998): Spring mechanism in the fetlock of the horse, 49<sup>th</sup> EAAP meeting Warsaw, Session H6.3 N°146, 320.
- Marquis, H. (1999): Entwicklung einer Messvorrichtung zur Lahmheitsdiagnostik und Bewegungsanalyse bei Pferden, Dissertation München.
- Preuschoft, H. (1989): The external forces and internal stresses in the feet of dressage and jumping horses. Zeitschrift für Säugetierkunde 54, 172–190.
- Preuschoft, H., Fritz, M., Hüllen-Kluge, K. und Streitlein, I. (1987): Studien zu den Bewegungen von Sportpferden, Wissenschaftliche Publikation Bd.9, FN-Verlag, Warendorf.
- Preuschoft, H., Falaturi, P und Lesch, C. (1995): Grenzen der Einwirkungen des Reiters auf das Pferd. Tierärztliche Umschau 50, 511–521.
- Witte, H., Lesch, C., Preuschoft, H. und Loitsch, C. (1995): Die Gangarten der Pferde: Sind Schwingungsmechanismen entscheidend? Teil I, Pferdeheilkunde 11, 199–206.
- Witte, H., Lesch, C., Preuschoft, H. und Loitsch, C. (1995): Die Gangarten der Pferde: Sind Schwingungsmechanismen entscheidend? Teil II, Pferdeheilkunde 11, 265–272.

Mein Dank an die Tierärzte und Helfer der Familie Trienekens, die die Studien von Anbeginn rat- und tatkräftig begleiteten.

Dr. Parvis H. Falaturi  
Am Blumenberg 2  
34305 Niedenstein