

Die Gangarten der Pferde: Sind Schwingungsmechanismen entscheidend? Teil II: Federschwingungen bestimmen den Trab und den Galopp

H. Witte, C. Lesch, H. Preuschoft und C. Loitsch

Abteilung für Funktionelle Morphologie der Ruhr-Universität Bochum

Im ersten Teil des Artikels wurde gezeigt, wie Pferde in der Gangart „Schritt“ Pendelbewegungen ihrer Beine zur Effizienzsteigerung der Fortbewegung nutzen. Für Trab und Galopp liefern hingegen Pendelmechanismen allein keine ausreichende Erklärung. Trotzdem lassen sich auch diese Vorgänge durch mechanische Modelle beschreiben:

Federschwingungen

Wie der Trab und der Galopp bei den Pferden, so läßt sich auch das Laufen des Menschen nicht vollständig durch Pendelbewegungen beschreiben. Auf der Suche nach einer Erklärung hierfür beschrieben Margaria et al. 1963 die Bewegung des Körperschwerpunktes beim Laufen durch das Modell des „Hüpfenden Balls“ und postulierten so die Existenz elastischer Federn im menschlichen Bewegungsapparat (vgl. auch Alexander 1988a).

So einfach dieser Gedanke ist, so schwierig ist seine experimentelle Überprüfung. Für die Analyse der Pendelschwingungen genügt noch die Betrachtung der im Vergleich zur erreichbaren Meßgenauigkeit weiträumigen Bewegungen einzelner Körperpunkte. Zur Untersuchung von Federn müssen die Differenzbewegungen der beiden Anschlagpunkte beschrieben werden. Diese Werte liegen aber wegen der geringen Dehnbarkeit aller als Funktionsträger in Betracht kommenden Körperstrukturen wie Ligamenten, Aponeurosen und Muskeln in der Größenordnung der Meßgenauigkeit.

Deshalb konnten erst in wenigen speziellen Fällen Federmechanismen erkannt und bestimmten anatomischen Strukturen zugeordnet werden. Die erste derartige Identifikation erfolgte durch Weis-Fogh 1960, einen Überblick über die weiteren Entwicklungen geben Alexander 1988a, Pollock und Shadwick 1994a, b. Ein experimenteller Nach-

Zusammenfassung

Die Gangarten Schritt, Trab und Galopp der Pferde lassen sich mit den einfachen physikalischen Grundprinzipien der Pendel- und der Federschwingungen biomechanisch weitgehend erklären. Unabhängig von detaillierter Kenntnis der physikalischen Formeln gibt das Verständnis dieser Konzepte dem Praktiker die Möglichkeit für diagnostische und therapeutische Maßnahmen, welche sich die Wechselwirkungen zwischen gestörter Struktur des Bewegungsapparates und daraus resultierender Störung der Bewegungsfunktion zu Nutze machen.

Die Bewegungen, Kräfte und Momente bei der Lokomotion des Pferdes sind mit Berechnungsmodellen vorhersagbar. Die Beine bewegen sich in dem Modell, das den hier vorgestellten Überlegungen zugrundeliegt, wie Pendel, während sie unter der Bodenreaktionskraft wie Federbeine eingestaucht werden. Das Kopf-Hals-Brust-Segment führt Biegeschwingungen gegenüber dem Lumbo-Sacral-Segment aus, und beide schwingen als „Schaukelpferd“ um eine gemeinsame Querachse.

In den einzelnen Grundgangarten werden diese Teilkomponenten unterschiedlich stark genutzt:

- Im Schritt bestimmen Pendelschwingungen der Beine den zeitlichen Ablauf der Bewegung. Besonders bei höheren Schrittgeschwindigkeiten übernehmen zusätzlich einzelne Beine nacheinander die Funktion von Federbeinen.
- Die schnelleren Beinbewegungen im Trab können nicht mehr als Pendelschwingungen realisiert werden, der zusätzlich erforderliche Energiebedarf für die Fortbewegung wird durch weitergehende Nutzung von elastischen Energiespeichern in den Beinen minimiert. Dabei sind bis auf die Schwebphasen zwei Beine (die fußende Diagonale) als Axialfedern aktiv und bestimmen die Frequenz der Resonanzschwingung.
- Der Galopp nutzt Elastizität in noch stärkerem Maße. Durch die geänderte zeitliche Ordnung der Bewegungen der einzelnen Beine (Fußfolge!) sind beim Bodenkontakt bis zu drei Extremitäten gleichzeitig als Federn wirksam. Zusätzlich agiert der Rumpf als Biegefeder.

Schlüsselwörter: Biomechanik, Gangarten der Pferde, Elastizität, Energiespeicherung, Pendel- und Federmechanismen

Gaits of horses: Are they ruled by oscillations?

Part II: Trot and gallop are determined by spring mechanisms.

For a basic understanding of the gaits of horses, the mechanical principles for the analyses of oscillations are essential. They can be used as efficient tools for diagnostic purposes. Movements, forces and moments acting during locomotion are predictable using rather simple computational models.

In the model proposed here, the extremities move like pendula. During ground contact they additionally are compressed like springs. The body segment composed of head, neck and thorax performs bending oscillations in relation to the lumbo-sacral segment.

Standard gaits make use of these components with different intensities:

- The walk is governed by resonant oscillations of the pendula formed by the extremities.
At higher velocities, spring effects in individual legs are of growing importance.
- In the trot, the movements of the legs are too fast to be explained by the mechanisms of resonant pendula. Power expenditure is minimized by temporary storage of elastic energy in the legs' „springs“. During ground contact two legs in parallel arrangement (the active diagonal) determine the resonance frequency (and thus the trot frequency).
- Gallop makes use of up to three „springs“ at the same time. In addition, energy is stored in the bended beam (or spring) of the trunk.

keywords: Biomechanics, gaits of horses, elasticity, energy storage, pendulum- and spring-mechanisms

weis der Existenz elastischer Energiespeicherung in Muskel-Sehnen-Komplexen konnte vor Kurzem erbracht werden (Witte et al. 1995b).

In dieser Situation bringt die Analyse der Lokomotion von Pferden mit ihren zwei schnellen zyklischen Grundgangarten auch mit den bisher zur Verfügung stehenden, relativ ungenauen Methoden entscheidende Fortschritte bei der Aufklärung der Prinzipien, die den Bewegungsweisen der Lauftiere zugrundeliegen. Die „hippomorphe“ Definition der Gangarten auch bei anderen Tieren erleichtert den Vergleich der am „master cursor“ Pferd (Hildebrand 1965) ermittelten Bewegungsstrategien mit den Lokomotionsweisen anderer Lauftiere und damit deren Verständnis.

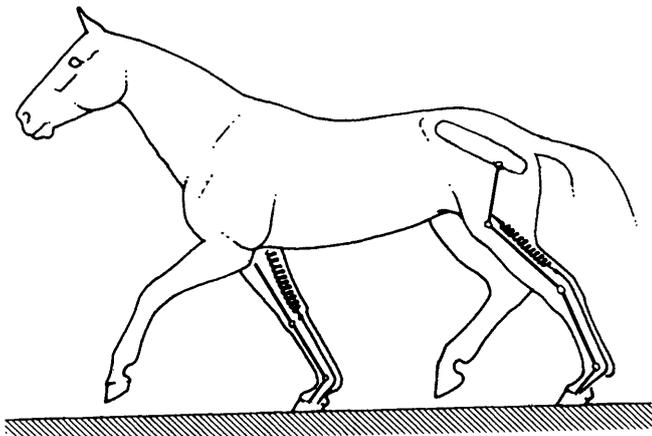


Abb. 9: Modell der Mm. flexores digitorum (proff. und supp.) als vereinheitlichtes Federerelement der axialen Beinfeder des Pferdes. (nach: Preuschoft et al. 1994)

Mm. flexores digitorum (proff. and supp.) forming simplified spring elements within the legs of horses. (cp. Preuschoft et al. 1994)

Axiale Federschwingungen des einzelnen Beines

Pferdebeine besitzen Muskeln mit langen Sehnen: gute Voraussetzungen für die Nutzung von Federmechanismen bei der Fortbewegung (Hildebrand 1985). Die Überlegungen von Dimery et al. 1986, Loitsch 1993, Preuschoft und Günther 1994 sowie Rao et al. 1994 zusammenfassend stellen wir als Beispiel folgenden Mechanismus vor (Abb. 9): Durch das Einfedern der Extremität beim Bodenkontakt wird die beim Aufußen entstehende Kraftspitze gebrochen. Hierbei wird der Muskel-Sehnen-Komplex („MTC“, muscle-tendon-complex, Rao et al. 1994) der Mm. flexores digitorum passiv gedehnt. Dieser Prozeß wird durch die Führung der Sehnen über die „Umlenkrollen“ der Fesselgelenke (Nickel et al. 1968) ermöglicht. Eine einfache experimentelle Überprüfung dieses Prinzips ist bereits beim stehenden Tier möglich: Mit einer selbstentwickelten Kraftmeßplatte und einem Ultraschall-Bewegungsanalyse-system CMS 50 der Firma Zebri-Medizintechnik, Isny/München wurden unter quasi-statischer Belastung (Be- und Entlastung, Verlagerung des Körpergewichtes) gleichzeitig die Bewegungen definierter Körperpunkte auf der Haut oberhalb von Gelenken und



Abb. 10: Messung der axialen Federsteifigkeit des Pferdebeines. Die Bodenreaktionskraft wird mit einer Kraftmeßplatte gemessen, die Bestimmung der Gelenkverschiebung erfolgt mit einem ZEBRIS-Ultraschall-Motion-Analyser CMS 50.

Method for the measurement of the axial stiffness of a horse's leg.

The ground reaction forces are measured by a force plate. The displacements of the joints are determined by a ZEBRIS-ultrasonic-motion-analyser CMS 50

die Bodenreaktionskraft unter dem zugehörigen Huf gemessen (Abb. 10). Setzt man die Abstandsänderung zwischen Huf und proximalem Gelenk (Schulter- oder Hüftgelenk) in Relation zur aufgebracht Last, so läßt sich die Federsteifigkeit des gesamten Beines berechnen. Aus den Meßwerten ergibt sich bei kleinen wie bei großen Lasten im Stand ein konstanter Wert von etwa 50 N/mm für die axiale Federsteifigkeit des gesamten Pferdebeines zwischen Huf und Schulter- oder Hüftgelenk (Druckstab, beiderseits punktförmig gelagert).

Während der Fortbewegung hat das Bein keinen ständigen Bodenkontakt, und die auf das Bein wirkenden Längskräfte ändern sich im Zeitverlauf. Die Steifigkeit des Federbeines wird diesen Bedingungen angepaßt, so daß sich während der Bewegung eine tatsächlich wirksame axiale Federsteifigkeit der Beine von 32 N/mm (Details s. Witte und Lesch 1995) ergibt. Dieser Wert läßt sich bei Berücksichtigung weitergehender Überlegungen über die Effekte der Reihenschaltung von Sehne (Kollagen) und Muskel (Titin) sowie das Auftreten von Schwung- und Schwebphasen auch theoretisch begründen (Rao et al. 1994, 1995, Witte und Lesch 1995, Witte et al. 1994, 1995a). Die Auslenkung der Muskel-Sehnen-Komplexe wird nach dem Muskelfedermodell von Rao et al. 1994 (Abb. 11) beim Abußen überwiegend wieder in kinetische Energie umgesetzt: im Trab speichert der Muskelsehnenkomplex 80 % der Energieschwankungen aus der Körperschwerpunktsbewegung (Rao et al. 1995).

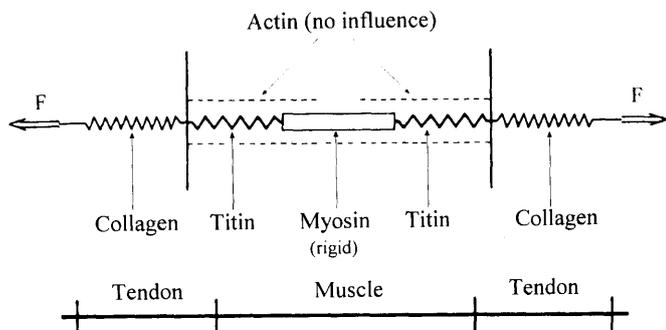


Abb. 11: Muskelmodell (MTC: Myosin-Titin-Collagen) (gemäß Rao et al. 1994, aus Rao et al. 1995)
Muscle model (MTC: Myosin-Titin-Collagen)

Das Zusammenwirken der Federn: ein Modell zur Erklärung der Gangarten

Die Überlegungen zum Federmechanismus des einzelnen Beines dienten als eine der Grundlagen für ein rechnerisches Feder-Masse-Modell zur Vorhersage der Bewegungsparameter in allen drei Grundgangarten (Abb. 12a).

Quantitative Beschreibung der Fußfolgen

Zur Realisation des Modells mußten einige weitere Informationen gewonnen werden. Zwar sind die „typischen“ Fußfolgen in den verschiedenen Gangarten jedem Reiter durch Anschauung wohlbekannt, eine mit einer einheitlichen Methode gewonnene quantitative Beschreibung aller Tempi lag jedoch bisher nicht vor. Die Gewinnung dieser fehlenden Daten geschah folgendermaßen:

Hochgeschwindigkeitsaufnahmen (200 Bilder pro Sekunde) von zehn Pferden in allen Tempi vom Versammelten Schritt bis zum Renngalopp wurden verlangsamt (9 % der Originalgeschwindigkeit = 18 Bilder pro Sekunde) großformatig projiziert. Über jeweils mehrere Bewegungszyklen wurde von je einem Beobachter für jeden Huf während der Bodenkontaktphasen durch Tastendruck einem Computer ein elektrisches Signal zugeleitet, so daß die Bodenkontaktphasen aller vier Hufe simultan protokolliert werden konnten. Aus diesen Daten wurden Fußfolgendigramme erstellt (Abb. 13 veranschaulicht die Methode, Abb. 14 zeigt Beispiele für jede der untersuchten Gangarten). Tab. 2 zeigt die gemessenen Geschwindigkeiten, Bewegungseinheitsdauern und relativen Dauer der Bodenkontakte für jeden Huf (in Relation zur BED, „Duty factor“) sowie den gemäß der im ersten Teil des Artikels eingeführten Gleichung (1) errechneten Raumgewinn.

Federmodell zu Entstehung der Fußfolgen

Die detaillierte Darstellung der Berechnungsgrundlagen des Modells würde den Umfang dieses Artikels sprengen (s. hierzu Witte und Lesch 1995). Eine stark vereinfachte Version des komplexen Modells (Abb. 12b) liefert bereits die entscheidenden Informationen über die Mechanismen der elastischen Energiespeicherung bei Pferden:

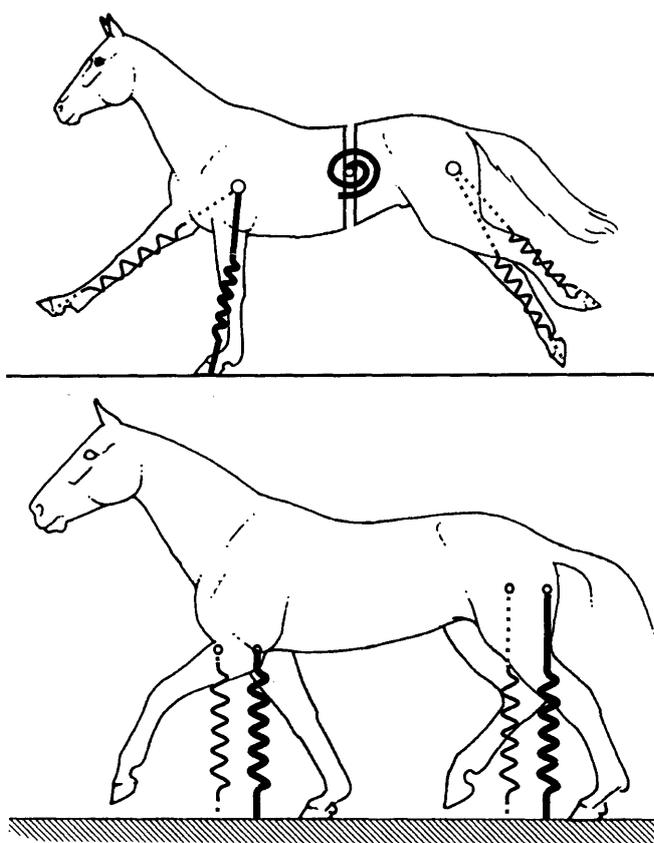


Abb. 12: Berechnungsmodelle der Pferdelokomotion
a) Komplexes Modell nach Witte und Lesch 1995
b) Vereinfachtes Modell, berücksichtigt nur vertikal wirkende Federn und verzichtet auf die Modellierung der Biegefeder im Rumpf.

Computational models of the locomotion of horses
a) Complex model by Witte and Lesch 1995.
b) Simplified model, which only takes into account the vertical acting springs within the legs, ignoring the effects of the springs acting within the body stem

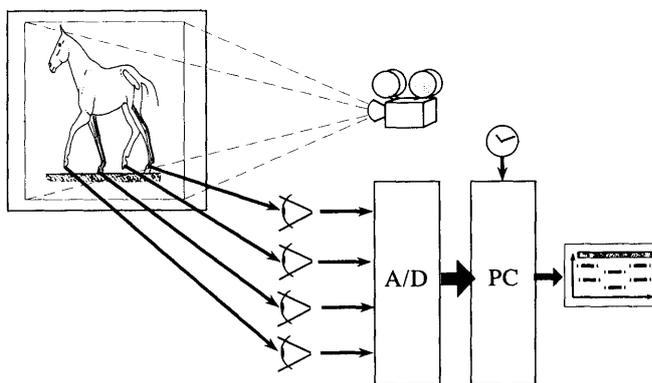


Abb. 13: Fußfolgen-Diagramme: Methode
Footfall-sequences: experimental method.

Je nach Gangart „hüpft“ das Tier auf einer oder mehreren Federn, wobei das Einfedern der einzelnen Beine entsprechend der Fußfolge zeitlich versetzt ist. Wieviele Federn setzt das Tier gleichzeitig ein? Damit die Federn überhaupt gespannt werden können, muß das Bein Bodenkontakt ha-

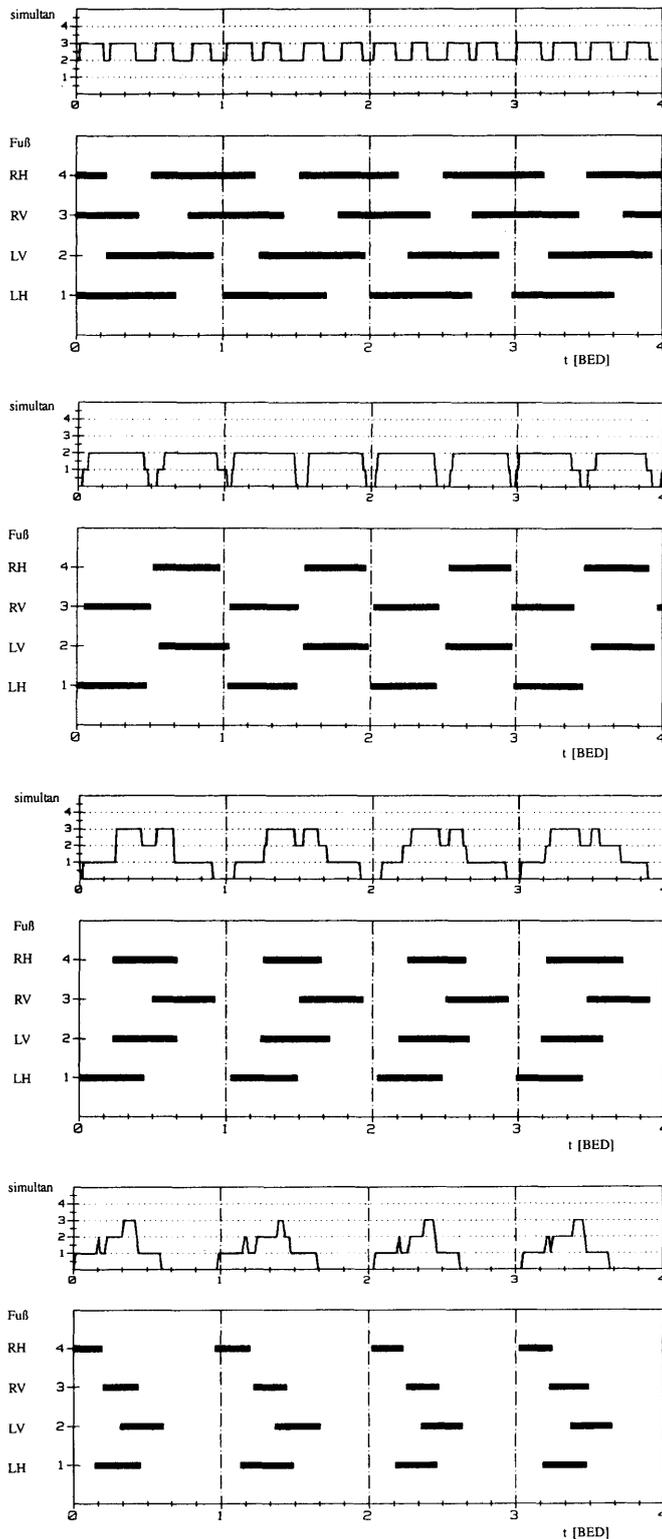


Abb. 14: Fußfolgen-Diagramme: Ergebnisse
 Angegeben sind typische Diagramme für die Grundgangarten, im oberen Teil ergänzt um den von der Gangphase abhängigen ganzzahligen Wert der Hufe mit Bodenkontakt
 a) Schritt c) Dressuralopp
 b) Trab d) Renngalopp
 „Typical“ sequences for each gait.
 Additionally in the upper part of the figure the actual number of hoofs in contact with the ground has been plotted.
 a) Walk c) Gallop
 b) Trot d) Canter

ben. Die Zahl der in bestimmten Bewegungsphasen den Boden berührenden Hufe entspricht also der maximalen Anzahl verfügbarer Beinfedern: diese Information liefern uns die Fußfolgendigramme (Abb. 14). Dieser (ganzzahlige) Wert ist im oberen Teil der Abbildungen zusätzlich als Funktion der Zeit aufgetragen. Vereinfachend lässt sich feststellen: im Schritt hat das Pferd während des größten Teils der Standdauer drei Hufe am Boden, im Trab zwei (die Diagonalen) und im Galopp (während der kurzen Bodenkontakte) wieder drei Hufe.

Damit sind die Informationen zur Berechnung des Feder-Masse-Schwingers aus Abb. 12b komplett:

Im Trab ergibt sich mit zwei parallel geschalteten Federn der Steifigkeit 32 N/mm und einer Körpermasse von 585 kg (s. Tab. 2) eine Eigenschwingzeit des Systems von

$$T_{\text{Zwei Federn}} = 2 * \pi * \sqrt{\frac{m}{g}} = 2 * \pi * \sqrt{\frac{585 \text{ kg}}{2 * 32 \frac{\text{N}}{\text{mm}}}}$$

$$= 0,60 \text{ sec}$$

Gleichung (5) mit:

$T_{\text{Zwei Federn}}$ Dauer einer Schwingung des Beinfeder-Körpermasse-Schwingers mit zwei parallel geschalteten Federn

m Körpermasse eines Pferdes

c Axiale Federsteifigkeit einer Beinfeder

Die tatsächlich gemessenen BED-Werte von 0,69 sec (vgl. Tab. 2) sind größer, weil die Beine nicht während des gesamten Zyklus Bodenkontakt haben, es treten Schwebphasen des Gesamtkörpers auf. Der hierdurch bedingte zusätzliche Zeitbedarf für eine Vervollständigung der Bewegungseinheit lässt sich durch Einrechnung der für die Gangarten unterschiedlichen „summarischen Duty factors“ D berücksichtigen (Tab. 2). Als „Duty factor“ bezeichnet man den Anteil der Zeit T_{Kontakt} des Bodenkontaktes an der BED, in dem sich mindestens ein Bein am Boden befindet:

$$D = \frac{T_{\text{Kontakt}}}{\text{BED}}$$

Gleichung (6) mit:

T_{kontakt} Bodenkontaktdauer

BED Bewegungseinheitsdauer

D Duty factor

Wird der Duty factor in das Zwei-Feder-Modell des Trabes einbezogen, so ergibt sich:

$$\text{BED}_{\text{Trab}} = \frac{T_{\text{Zwei Federn}}}{D_{\text{Trab}}} = \frac{0,60 \text{ sec}}{0,84} = 0,71 \text{ sec}$$

Gleichung (7) mit:

BED_{Trab} Bewegungseinheitsdauer im Trab

D_{Trab} Duty factor für den Trab

Tab 2: Bewegungskenngrößen der Pferdegangarten

Erhoben an Filmaufnahmen (200 Bilder/s) von n=10 gerittenen Pferden mittels der im Text beschriebenen Methode
 – Werte für Schritt, Trab und Dressurgalopp: 5 Warmblüter, Mittelwert der Körpermasse 585 kg.
 – Werte für den Renngalopp: 5 Vollblüter, Mittelwert der Körpermasse 465 kg.

Parameters describing the gaits of horses

Taken from film analyses (200 frames/s) of n=10 ridden horses. For details of the method see text.

– Parameters of walk, trot and galopp: 5 warmbloods, averaged value of the body masses 585 kg.

– Parameters of canter: 5 thoroughbreds, averaged value of the body masses 465 kg.

Meßgröße	Formelzeichen	Einheit		Gangart				
				Schritt	Trab	Galopp		
						Alle	nur Dressurgalopp	nur Renngalopp
Geschwindigkeit	v	m/s	Mittelwert	1,80	4,57	9,19	5,09	15,67
			Minimalwert	1,55	3,23	3,36	3,36	13,33
			Maximalwert	2,14	5,71	19,40	7,79	19,40
Bewegungseinheitsdauer	BED	s	Mittelwert	1,03	0,69	0,48	0,55	0,36
			Minimalwert	0,92	0,61	0,31	0,49	0,31
			Maximalwert	1,21	0,74	0,59	0,59	0,39
Raumgewinn	s	m	Mittelwert	1,85	3,15	3,90	2,80	5,64
			Minimalwert	1,53	2,20	1,96	1,96	4,85
			Maximalwert	2,13	3,89	6,82	3,82	6,82
Duty Factor vorne (Galopp: Gegenseite) hinten (Galopp: Gegenseite)	D DV (DV) DH (DH)	-	summarisch	1	0,84	0,83	0,88	0,74
			Mittelwert	0,63	0,390	0,338	0,386	0,262
			Mittelwert			0,340	0,382	0,273
			Mittelwert	0,625	0,390	0,335	0,397	0,238
			Mittelwert			0,354	0,390	0,297

Für das Drei-Feder-System ergibt die Rechnung einen Wert von

$$T_{\text{Drei Federn}} = 2 * \pi * \sqrt{\frac{m}{3 * c}} = 2 * \pi * \sqrt{\frac{585 \text{ kg}}{3 * 32 \frac{\text{N}}{\text{mm}}}}$$

$$= 0,49 \text{ sec}$$

Gleichung (8) mit:

$T_{\text{Drei Federn}}$ Dauer einer Schwingung des Beinfeder-Körpermasse-Schwingers mit drei parallel geschalteten Federn

Die Berücksichtigung des Duty Factors für den Dressurgalopp (Tab. 2) ergibt:

$$BED_{\text{Galopp}} = \frac{T_{\text{Drei Federn}}}{D_{\text{Trab}}} = \frac{0,49 \text{ sec}}{0,88} = 0,56 \text{ sec}$$

Gleichung (9) mit:

BED_{Galopp} Bewegungseinheitsdauer im Galopp
 D_{Galopp} Duty factor für den Galopp

Gemessen werden bei mäßigen Galoppeschwindigkeiten Werte um 0,55 sec (Tab. 2, „Nur Dressurgalopp“).

Die Modellierung des Schrittes durch ein Drei-Feder-System mit Berücksichtigung des ständigen Bodenkontaktes (Duty factor = „1“) würde eine BED im Schritt von 0,50 sec vorhersagen. Dieser Wert ist offensichtlich falsch. Eine bessere Annäherung liefert das Ein-Feder-Modell:

$$T_{\text{Eine Feder}} = 2 * \pi * \sqrt{\frac{m}{c}} = 2 * \pi * \sqrt{\frac{585 \text{ kg}}{32 \frac{\text{N}}{\text{mm}}}}$$

$$= 0,85 \text{ sec}$$

Gleichung (10) mit:

$T_{\text{Eine Feder}}$ Dauer einer Schwingung des Beinfeder-Körpermasse-Schwingers mit einer Feder
 BED_{Schritt} Bewegungseinheitsdauer im Schritt

Gemessen werden für den Schnellen Schritt BEDs um 0,92 sec (Tab. 2).

Wir schlagen daher als Gegenstück zum „Pogo-stick-Modell“ der schnelleren Gangarten (*Alexander*: Laufen bei Menschen, Trab und Galopp bei Pferden; vgl. *Blickhan* 1989) ein „Skateboard-Modell“ für den Schritt vor: alle Extremitäten bis auf eine führen als starre Pendelschwinger den Körperschwerpunkt auf seiner Bahn, jeweils eines der Beine verursacht zusätzlich als Axialfederschwinger den Bewegungsfortschritt des Gesamtkörpers. Die (langsamen) Pendelmechanismen dominieren die Bewegungen, mit zunehmender Geschwindigkeit gewinnen die Federn immer größere Bedeutung.

Damit wird die BED(v)-Kurve (s. Teil I: Abb. 1a) verständlich. Abb. 15 zeigt einen die Meßwerte interpolierenden idealisierten Kurvenverlauf. Im langsamen Schritt zwingen Pendelbewegungen die BED auf Werte um 1,2 sec. Mit zunehmender Schrittgeschwindigkeit kann der Einsatz von Federmechanismen den zusätzlichen Energiebedarf für die Zwangerregung der Beinpendel decken, kürzere BEDs von etwa 0,9 sec werden angestrebt. Mit den Wechseln der Gangarten treten bei BEDs von etwa 0,69 sec und 0,55 sec Plateaus in der Kurve auf (vgl. Tab. 2). Im Trab und im Dressurgalopp wird das zeitliche Schema der Bewegung auch mit zunehmender Geschwindigkeit wegen der den Federn aufgezwungenen Resonanzschwingungen konstant gehalten, der Geschwindigkeitsgewinn wird vorrangig durch Vergrößerung des Raumgewinns erzielt (vgl. die in Abb. 1b gegenüber der Regressionsgeraden für alle Geschwindigkeiten steileren Graphen für Trab und Dressurgalopp!). Wir deuten diesen Effekt so: wenn mit steigender Geschwindigkeit ein Fußungsschema unökonomisch oder die Belastungen zu hoch werden, wird das „nächste“ Schema genutzt: Pferde haben ein „Dreigang-Schaltgetriebe“. Bei hohen Galoppgeschwindigkeiten (Canter und Renngalopp) sind die beschriebenen Energiesparmechanismen offensichtlich ausgeschöpft. Eine Steigerung der Frequenz wird sehr energieaufwendig, ein Geschwindigkeitszuwachs wird fast nur noch durch Vergrößerung des Raumgewinns erzielt. Eine Limitierung dieses Effektes scheint es nicht zu geben. *Deuel* und *Park* 1993 fanden bei ihren Untersuchungen an

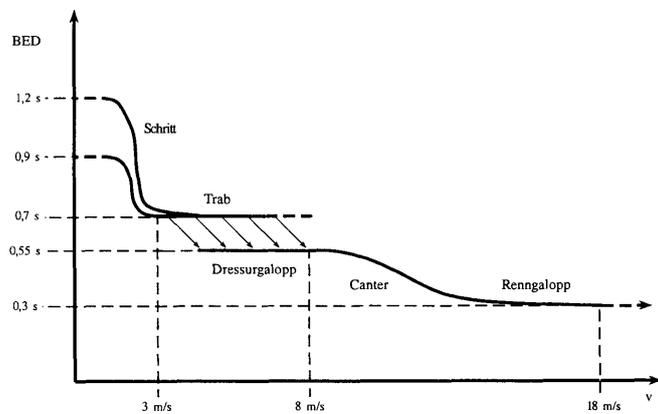


Abb. 15: Interpretation der Meßwerte BED(v) aus Abb. 1a (Teil I). Die Meßwerte interpolierender, idealisierter Kurvenverlauf
Interpretation of the experimentally acquired function BED (v) (Fig. 1a, part I).
The graph idealizes an interpolating function.

Vielseitigkeitspferden (Olympische Spiele in Seoul) keine weitere Steigerung der Frequenz mit zunehmender Geschwindigkeit.

Biegeschwingungen des Körperstamms

Die in Abb. 6 (s. Teil I) dargestellten Körperpunkte schwingen im Galopp auch relativ zueinander um Querachsen. Daraus lassen sich harmonische Verbiegungen des Körperstamms ableiten (Abb. 16). Sie führen insbesondere zu rhythmischen Flexionen und Extensionen der Wirbelsäule im Brust-Lenden-Übergangsbereich.

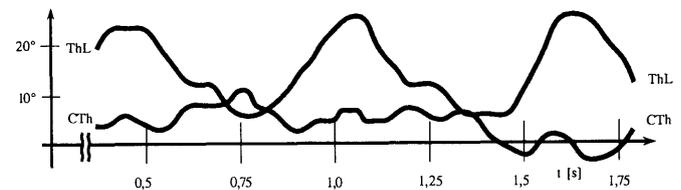
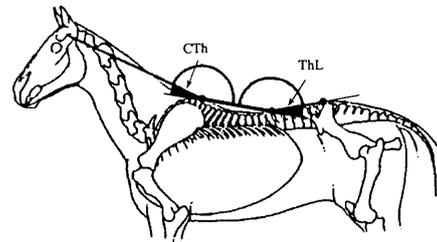


Abb. 16: Biegeschwingungen des Pferderumpfes
Winkelbewegungen der Körperstammsegmente gegeneinander beim Galopp.
Bending oscillations of a horse's body stem during galopp.
Relative angular motions of the body stem's segments.

Das Auftreten derartiger Biegeschwingungen wurde von *Alexander et al.* 1985 anhand theoretischer Betrachtungen postuliert. Als Ursache vermuteten die Autoren einen Federmechanismus in der Aponeurose des *M. longissimus dorsi* (vgl. auch *Alexander* 1988b, 1989, 1990). Die Ergebnisse der von uns durchgeführten Experimente lassen eine Erweiterung dieser Modellvorstellungen zu: da die Biegeschwingungen sich sehr gut durch Sinusschwingungen mit einer einzigen Frequenz annähern lassen, ist ein antagonistisches Wechselspiel zwischen epaxonalen und hypaxonalen Strukturen wahrscheinlich – gewissermaßen ein „Ping-Pong-Mechanismus“ (vgl. Abb. 12a). Als morphologisches Substrat sind außer den von *Alexander* angenommenen Muskelfasziern und -aponeurosen allein der Rückenmuskulatur auch die Muskelsehnenkomplexe (*Rao et al.* 1994, 1995, *Witte et al.* 1994, 1995a) der Rücken- und der Bauchmuskulatur sowie die Bandapparate der großen Gelenke und der Wirbelsäule (vgl. *Dolan et al.* 1994 und *Schramm et al.* 1995) in Betracht zu ziehen.

Für ein weitergehendes Verständnis der bisher diskutierten, scheinbar recht einfachen Mechanismen, das Einbinden der Sondergangarten „Tölt“ und „Paß“ und die exakte Be-

schreibung der Bewegungen im Einzelnen sind zusätzliche Betrachtungen über die Energieflüsse im Körperinneren erforderlich, die den Umfang dieses Artikels sprengen würden. Um die Modellvorstellung verständlich zu machen, sind hier einige Berechnungsgrundlagen der Rechnermodellierung vereinfacht dargestellt worden.

Klinische Konsequenzen

Durch das vorgestellte Pendel- und Federmodell des Bewegungsapparates von Pferden werden die Wechselbeziehungen zwischen Struktur und Funktion objektiv und auch quantifizierbar erfaßt. Eine Vielzahl daraus ableitbarer Verfahren zur Diagnostik und Therapiekontrolle sind denkbar. So lassen sich Strukturstörungen der Muskel-Sehnen-Komplexe durch das beschriebene Verfahren der simultanen Messung von Gelenkverschiebungen (Zebris-Ultraschall-Meßgerät) und Bodenreaktionskraft (Kraftmeßplatte oder Waage) im Vergleich zwischen den Extremitäten und zu einem (noch zu erhebenden) Normal identifizieren. Andererseits können Bewegungsanalysen der Rumpf- und Extremitätenbewegungen (beispielsweise mittels eines Vicon-Systems) Imbalancen in den verschiedenen Gangarten aufzeigen und einen Hinweis auf den Ort einer Strukturstörung liefern.

Entscheidendes Anliegen ist uns aber, daß der durch jahrelange Erfahrung geschulte Blick des Praktikers durch die Kenntnis der hier vorgestellten Konzepte geschärft wird, so daß gemeinsam praktikable Möglichkeiten zur objektiven Erfassung und zum Verständnis der Gangstörungen gefunden werden.

Literatur

Alexander, R.McN. (1988a): Elastic mechanisms in animal movement. Cambridge University Press.
Alexander, R.McN. (1988b): Why mammals gallop. *Amer. Zool.* 28, 237–245.
Alexander, R.McN. (1989): On the synchronization of breathing with running in wallabies (*Makropus* spp.) and horses (*Equus caballus*). *J. Zool. Lond.* 218, 69–85.
Alexander, R.McN. (1990): Elastic mechanisms in the locomotion of vertebrates. *Netherlands Journal of Zoology* 40(1–2), 93–105.
Alexander, R.McN., Dimery, N.J. und Ker, R.F. (1985): Elastic structures in the back and their role in galloping in some mammals. *J. Zool.* 201, 135–152.
Blickhan, R. (1989): The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.* 22, 1217–1227.
Dimery, N.J., Alexander, R.McN. und Ker, R.F. (1986): Elastic extension of leg tendons in the locomotion of horses (*Equus caballus*). *J. Zool. Lond.* 210, 415–425.
Dolan, P. und Adams, M.A. (1993): The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J. Biomech.* 26(4/5), 513–522.
Deuel, N.R. und Park, J. (1993): Gallop kinematics of olympic three-day-event horses. *Acta Anat.* 146, 168–174.
Hildebrand, M. (1965): Symmetrical gaits of horses. – *Science* 150, 701–708.

Hildebrand, M. (1985): Walking and running. In: Hildebrand, M., Bramble, D.M., Liem, K.F. und Wake, D.B. (Hrsg.): *Functional vertebrate morphology*. Harvard University Press, Cambridge (Mass.) und London, 38–57.
Loitsch, C. (1993): Kinematische Untersuchung über den Galopp von Pferden (*Equus caballus*). Dissertation Bochum.
Margaria, R., Cerretelli, P., Aghemo, P. und Sassi, G. (1963): Energy cost of running. *J. Appl. Physiol.* 18, 367–370.
Nickel, R., Schummer, A. und Seiferle, E. (1968): *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere*. Band I: Bewegungsapparat. Verlag Paul Parey, Berlin.
Pollock, C.M. und Shadwick, R.E. (1994a): Relationship between body mass and biomechanical properties of limb tendons in adult mammals. *Am. J. Physiol.*, 1016–1021.
Pollock, C.M. und Shadwick, R.E. (1994b): Allometry of muscle, tendon, and elastic energy storage capacity in mammals. *Am. J. Physiol.*, 1022–1031.
Preuschhof, H. und Günther, M.M. (1994): Comparison of the interrelations between biomechanics and body shape in horses and primates. – im Druck.
Preuschhof, H., Lesch, C., Witte, H. und Loitsch, C. (1994): Die biomechanischen Grundprinzipien der Gangarten, insbesondere des Galopps. In: Knesevic, P.F. (Hrsg.): *Orthopädie bei Huf- und Klautentieren*. Schattauer Verlag, Stuttgart.
Rao, J.G., Witte, H. und Lesch, C. (1994): Elastizität als morphogenetisches Prinzip: molekularbiologische Aspekte. *Verhandlungen der Anatomischen Gesellschaft* 89, 98.
Rao, J.G., Witte, H., Lesch, C., Recknagel, S. und Preuschhof, H. (1995): Titin and the elastic mechanisms in animal locomotion. – Im Druck.
Schramm, J.C., Witte, H., Recknagel, S., Busching, K., Krämer, J. und Preuschhof, H. (1995): Formveränderungen der LWS in Abhängigkeit von passiven Auslenkungen der unteren Extremitäten in der Sagittalebene – Im Druck.
Weis-Fogh, T. (1960): A rubber-like protein in the insect cuticle. *J. Exp. Biol.* 37, 889–906.
Witte, H. und Lesch, C. (1995): A computational model for the locomotion of horses. – Im Druck.
Witte, H., Rao, J.G., Lesch, C., Recknagel, S. und Preuschhof, H. (1994): Titin: A key towards an understanding of the elastic mechanisms in animal locomotion. *Cell Motil. Cell Res.*, im Druck.
Witte, H., Rao, J.G. und Lesch, C. (1995a): Striated muscle is an important factor in the elastic energy storage mechanisms of the muscle tendon complex. – Im Druck.
Witte, H., Recknagel, S., Lesch, C., Rao, J.G. und Preuschhof, H. (1995b): A simple in-vivo proof for elastic energy storage in the human locomotor apparatus. – Im Druck.

Wir danken der Firma Zebris-Medizintechnik (Isny / München) für die Überlassung eines CMS-50-Motion-Analysers.

Für die wie immer hervorragende Unterstützung bei der Überarbeitung und Anfertigung der Abbildungen gilt unser Dank Frau M. Wischni-wetzki.

Dipl. Ing. Dr. H. Witte
Cand. phys. C. Lesch
Prof. Dr. phil. nat. H. Preuschhof
Dr. rer. nat. C. Loitsch

Ruhr Universität Bochum
Abteilung Funktionelle Morphologie
Geb. MA 0/44
D-44780 Bochum
Tel. (02 34) 7 00 39 70
Fax (02 34) 7 09 41 16